

Entwurf und Realisierung eines Selbsttonometers zur kontaktlosen Augeninnendruckmessung als direkt gekoppeltes Sensor-Aktor-System

Vom Fachbereich 18
Elektrotechnik und Informationstechnik
der Technischen Universität Darmstadt
zur Erlangung der Würde
eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Ing. Thomas Michael Weber

geboren am 27. April 1976
in Frankfurt am Main

| | |
|---------------|---|
| Referent | Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky |
| Korreferenten | Prof. Dr.-Ing. Ulrich Konigorski Prof. Dr. med. Ekkehart Rumberger |

| | |
|-----------------------------|------------|
| Tag der Einreichung: | 15.04.2008 |
| Tag der mündlichen Prüfung: | 27.06.2008 |

D 17
Darmstadt 2008

Vorwort

Das Auge des Menschen, als eines der komplexesten Sinnesorgane, bot den Anlass für die vorliegende Arbeit. Sie ermöglichte mir einen sehr spannenden Einblick in die Funktionsweise des Auges und steigerte meinen Respekt vor den genialen Lösungen der Evolution, verdeutlichte aber auch sensible Gleichgewichte physiologischer Vorgänge, wie z.B. die Regelung des Augeninnendrucks.

Am Institut für Elektromechanische Konstruktionen (EMK) der TU Darmstadt wurden bereits mehrere Arbeiten zur kontaktbehafteten Messung des Augeninnendrucks durchgeführt. Daher vervollständigt die mit dieser Arbeit vorliegende kontaktlose Messung des Augeninnendrucks dieses Gebiet. An dieser Stelle sei Herrn Dr.-Ing. Hechler gedankt, der den Hinweis zu dem Bedarf eines kontaktlosen Selbsttonometers an das Institut herangetragen hat.

Grundsätzlich sei allen Personen gedankt, die direkt oder indirekt die Durchführung meiner Forschungstätigkeiten am Institut EMK unterstützt haben. Denn individueller Erfolg ist oft durch globale Rahmenbedingungen beeinflusst. Ganz besonderen Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. R. Werthschützky für die Möglichkeit, in einem sehr kooperativen Umfeld und in vertrauensvoller Zusammenarbeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter das Institut mit geprägt haben zu dürfen. Ebenso danke ich ihm für die Übernahme des Referats, sowie Herrn Prof. Dr.-Ing. U. Konigorski und Herrn Prof. Dr. med. E. Rumberger sowohl für die Übernahme der Korreferate als auch die zahlreichen konstruktiven Diskussionen. Hr. Witt und Hr. Ullmann danke ich für die Unterstützung meiner Arbeit und anteilige Finanzierung meiner Stelle.

Meinen ehemaligen Kollegen danke ich zum einen dafür, dass sie so bereitwillig das ein oder andere Auge für Probandenmessungen zur Verfügung gestellt haben. Zum anderen danke ich natürlich auch für die vielen fachlichen und persönlichen Gespräche, die die besondere Atmosphäre des Instituts ausmachen. Die Arbeit dort hat mich in mehrfacher Hinsicht sehr positiv geprägt. Daher sei dem Institut gewünscht, dass das kollegiale Miteinander auch zukünftig Bestand halten wird, bis hin zum unvergesslichen feierlichen Abschied!

Meinen Eltern danke ich, dass sie mir nicht nur das Studium ermöglicht, sondern in der Kindheit unter anderem auch eine gesunde Portion Neugier und Geduld mitgegeben haben, die mir während dieser Arbeit immer wieder hilfreich war.

Der größte Dank gilt meiner Frau Meike. Ihr Interesse, ihre Geduld und ihr Zuspruch, insbesondere zwischen den Erfolgsphasen dieser Arbeit, haben mich sehr unterstützt.

Zu guter Letzt gilt ein aufrichtiger Dank dem Koboldmaki, der mich während der gesamten Arbeit treu begleitet hat.

Darmstadt, April 2008

Thomas M. Weber

"Wenn ein Optiker mir ein so nachlässig konstruiertes Instrument wie das Auge anböte, ich würde es unter Protest zurückweisen"

"Trotzdem bin ich froh, meine Augen zu haben, und ich würde sie nicht eintauschen wollen"

Herrmann Ludwig Ferdinand von Helmholtz im 19. Jahrhundert

Erst mit dem zunehmenden Begreifen der Komplexität des Auges offenbart sich dessen geniale Realisierung.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-------------|
| Formelzeichen | xi |
| Indizes | xiii |
| Abkürzungen | xv |
| Glossar | xvii |
| 1 Einleitung | 1 |
| 1.1 Motivation und Ziele der Arbeit | 2 |
| 1.2 Forschungsschwerpunkte | 3 |
| 2 Der Augeninnendruck als physiologischer Parameter | 5 |
| 2.1 Aufbau und Funktion des Auges | 5 |
| 2.2 Das Glaukom | 8 |
| 2.2.1 Ursachen der Glaukomschäden | 10 |
| 2.2.2 Diagnose und Behandlung | 11 |
| 2.3 Fazit zum Augeninnendruck und Glaukom | 12 |
| 3 Stand der Technik zur Augeninnendruckmessung | 13 |
| 3.1 Charakterisierung der Messgröße | 13 |
| 3.2 Kommerzielle Tonometer | 15 |
| 3.2.1 GOLDMANN-Applanationstonometer (GAT) | 15 |
| 3.2.2 Luft-Applanationstonometer (LAT) | 20 |
| 3.2.3 Dynamic-Contour-Tonometer (DCT) | 30 |
| 3.2.4 Impedanz-Handtonometer zur Anwendung an der Kornea | 32 |
| 3.2.5 Impedanz-Handtonometer zur Anwendung am Lid | 34 |
| 3.2.6 Druckphosphen-Selbsttonometer | 35 |
| 3.3 Forschungsprojekte | 37 |
| 3.3.1 Bestimmung des IOP aus dem Schwingungsverhalten des Auges | 37 |
| 3.3.2 Modifizierung der Luft-Applanationstonometrie | 40 |
| 3.3.3 Verwendung der Kraft-Weg-Kennlinie der Hornhaut | 41 |
| 3.3.4 Kontaktlinsenbasierte mikromechanische Tonometriesysteme | 41 |
| 3.4 Fazit zum Stand der Augeninnendruckmessung und Ableitung der Zielstellungen | 42 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 4 | Abschätzung der Messunsicherheit der Luft-Appplanationstonometrie | 49 |
| 4.1 | Bewertung physikalischer Effekte bei Anwendung der Luft-Appplanationstonometrie | 50 |
| 4.1.1 | Analyse des Messvorgangs | 50 |
| 4.1.2 | Ausweichen des Augapfels | 55 |
| 4.1.3 | Messbedingte Druckänderung im Auge | 58 |
| 4.1.4 | Beeinflussung der Kammerwasserdynamik | 59 |
| 4.1.5 | Verformung der Hornhaut | 60 |
| 4.1.6 | Natürliche Augenbewegungen | 63 |
| 4.1.7 | Fazit zur Abschätzung auftretender Effekte | 64 |
| 4.2 | Mechanische Beschreibung der Augenhülle | 66 |
| 4.2.1 | Struktur der Hornhaut | 66 |
| 4.2.2 | Schwankungen der Hornhautdicke | 68 |
| 4.2.3 | Viskoelastizität | 68 |
| 4.2.4 | Anisotropie der Hornhaut | 69 |
| 4.2.5 | Steifigkeit der Augenhülle | 74 |
| 4.2.6 | Fazit zur mechanischen Beschreibung | 78 |
| 4.3 | FEM-Modell der vorderen Augenkammer zur Abschätzung der Reaktionskräfte | 80 |
| 4.3.1 | Nichtlineares 2D Modell | 80 |
| 4.3.2 | Vergleich mit realen Messungen | 81 |
| 4.3.3 | Fazit der FEM-Simulation | 82 |
| 4.4 | Abschätzung der Messunsicherheit der Luft-Appplanationstonometrie | 83 |
| 5 | Anforderungen an ein Luft-Appplanationstonometer zur Selbstmessung | 85 |
| 5.1 | Anforderungen | 85 |
| 5.2 | Identifikation der Problemstellungen | 87 |
| 6 | Miniaturisiertes Sensorsystem zur Positions- und Appplanationserfassung des Auges | 89 |
| 6.1 | Sensorik zur Positionserfassung des Auges | 89 |
| 6.1.1 | Eingrenzung des Arbeitsbereiches durch ein Peilobjekt und Stützstellen | 89 |
| 6.1.2 | Anforderungen an die Positionsmessung | 90 |
| 6.1.3 | Stand der Technik | 92 |
| 6.1.4 | Lösungsprinzipien | 93 |
| 6.1.5 | Fazit Positionssensor | 101 |
| 6.2 | Sensorik zur Erfassung der maximalen Appplanation der Hornhaut | 103 |
| 6.2.1 | Stand der Technik | 103 |
| 6.2.2 | Lösungsprinzipien | 104 |
| 6.2.3 | Auswertung von Zusatzinformationen | 106 |

| | | |
|-----------|--|------------|
| 6.3 | Kombiniertes Sensorsystem zur Erfassung der Position und Applanation des Auges | 107 |
| 6.3.1 | Auslegung des kombinierten Sensorsystems | 107 |
| 6.3.2 | Einflüsse nicht-idealer Bauelemente | 120 |
| 6.3.3 | Einflüsse realer Messbedingungen | 128 |
| 6.4 | Positioniersystem für den Messkopf | 130 |
| 6.4.1 | Anforderungen | 130 |
| 6.4.2 | Auswahl der Freiheitsgrade | 131 |
| 6.4.3 | Auswahl der Aktoren | 132 |
| 6.4.4 | Entwurf der Kinematik | 132 |
| 6.5 | Fazit zum direkt gekoppelten Sensor-Aktor-System | 134 |
| 7 | Aktorsystem zur Erzeugung eines Druckluftstrahls | 135 |
| 7.1 | Strömungsmechanik | 135 |
| 7.2 | Analyse des Stands der Technik und Ableitung der Anforderungen | 138 |
| 7.2.1 | Druckmessung im Druckluftstrahl | 139 |
| 7.2.2 | Charakteristik des Druckverlaufs | 140 |
| 7.3 | Auslegung der zuführenden Komponenten | 141 |
| 7.4 | Kolbensystem | 142 |
| 7.5 | Druckspeicher mit Ventil | 143 |
| 7.6 | Fazit zur Druckluftherzeugung | 144 |
| 8 | Aufbau und Prozessregelung des Selbst-Luft-Applanations-tonometers | 147 |
| 8.1 | Referenzdruckmessung im Gerät | 149 |
| 8.2 | Messtechnische Kontrolle des Tonometers | 149 |
| 9 | Messtechnische Charakterisierung des Labormusters | 151 |
| 9.1 | Messtechnische Verifikation | 151 |
| 9.2 | Validierung durch Probandenmessungen und Bestimmung der Messunsicherheit | 152 |
| 9.2.1 | Versuchsaufbau | 152 |
| 9.2.2 | Messprogramm | 152 |
| 9.2.3 | Aufgenommene Messdaten | 154 |
| 9.2.4 | Messunsicherheit des SLAT | 159 |
| 9.3 | Einordnung des Labormusters in den Stand der Technik | 160 |
| 9.3.1 | Vergleich der Messwerte | 160 |
| 9.3.2 | Einfluss von Hornhautverkrümmungen | 161 |
| 9.3.3 | Probandenbefragung und Erkenntnisse | 162 |
| 9.4 | Diskussion der Ergebnisse | 163 |
| 10 | Möglichkeiten und Grenzen eines Augenphantoms als Messobjekt | 165 |
| 10.1 | Vereinfachtes Augenphantom mit variablen Eigenschaften | 167 |

| | |
|--|------------|
| 10.1.1 Vergleich der mechanischen Impedanz eines menschlichen Auges und des Phantoms | 168 |
| 10.1.2 Reproduzierbarkeit von LAT-Messungen | 169 |
| 10.2 Fazit zur Realisierung des Augenphantoms | 171 |
| 11 Zusammenfassung und Ausblick | 173 |
| Anhang | 179 |
| A Das Glaukom | 181 |
| A.1 Einteilung der Glaukome | 181 |
| A.2 Diagnose des Glaukoms | 183 |
| A.3 Beurteilung des Glaukoms | 185 |
| A.4 Wahrnehmung eines Glaukomkranken | 186 |
| B Ergänzende Informationen zur Messung des Augeninnendrucks | 187 |
| B.1 Einflussgrößen des Augeninnendrucks | 187 |
| B.2 Transfornormal für die messtechnische Kontrolle eines LAT | 189 |
| B.3 Keeler LAT mit Handteil | 191 |
| B.4 Anwendung des handgehaltenen LAT Reichert PT-100 | 192 |
| B.5 Abschätzung zur Dynamic Contour Tonometry | 193 |
| B.6 Applanations-Handtonometer Tonopen | 195 |
| B.7 Schiötz-Impressionstonometer | 196 |
| B.8 Pneumotonometer | 197 |
| B.9 Intraokulare Druckmessung | 198 |
| C Details zur Analyse der Reaktion des Auges auf einen Druckluftstrahl | 201 |
| C.1 Hochgeschwindigkeitsaufnahmen | 201 |
| C.2 Simulation der Anströmung des Auges | 204 |
| C.3 Aufhängung des Auges | 205 |
| C.4 Geometrische Zusammenhänge eines Kugelausschnitts | 209 |
| C.5 Herleitung des dynamischen Gegendrucks der Hornhaut | 210 |
| C.6 Kleine mechanische Materialkunde | 211 |
| C.7 Klassische Laminattheorie | 214 |
| C.8 FEM-Modell des Auges | 216 |
| C.8.1 Mechanische Spannungen in der Lederhaut | 216 |
| C.8.2 Geometrie des Modells | 216 |
| D Funktionsstruktur des Selbst-Luft-Applanationstonometers | 217 |
| E Weiterführende Informationen zum Sensorsystem des SLAT | 219 |
| E.1 Ausrichtung oder Fixierung eines Handgeräts am Schädel | 219 |

| | | |
|----------|--|------------|
| E.2 | Nicht ideal-sphärische Hornhautgeometrien | 220 |
| E.3 | Änderung der Hornhautgeometrie durch chirurgische Eingriffe zur Refraktionskorrektur | 221 |
| E.3.1 | Photorefraktive Keratektomie (PRK) | 221 |
| E.3.2 | Laser Epithelial Keratektomy (LASEK) | 221 |
| E.3.3 | Laser in situ Keratomileusis (LASIK) | 221 |
| E.4 | Betrachtung der zulässigen Bestrahlung am Auge | 222 |
| E.4.1 | ISO 15004:1997 Ophthalmische Instrumente | 223 |
| E.4.2 | DIN 60825:2003 Laserschutz | 224 |
| E.4.3 | IEC 62471:2002 Lampensicherheit | 224 |
| F | Weiterführende Informationen zur Druckluftstrahlerzeugung des SLAT | 225 |
| F.1 | Grundlagen der Strömungstechnik | 225 |
| F.1.1 | Kompressibilität | 225 |
| F.1.2 | REYNOLDS-Zahl | 225 |
| F.1.3 | Geschwindigkeitsverteilungsgesetz | 226 |
| F.2 | Auslegung des SLAT | 226 |
| F.2.1 | Laminare Grenzschicht im Rohr | 226 |
| F.2.2 | Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung | 226 |
| F.2.3 | Rohrreibungszahlen verschiedener Geometrien | 227 |
| F.2.4 | Zu komprimierendes Volumen | 227 |
| G | Details zur messtechnischen Charakterisierung | 231 |
| G.1 | Technische Daten | 231 |
| G.2 | Erste Probandenmessreihe | 232 |
| G.3 | Probandenbefragung und Erkenntnisse mit dem handgehaltenen SLAT | 233 |
| G.4 | Statistische Grundlagen | 234 |
| | Literaturverzeichnis | 235 |
| | Betreute Arbeiten und eigene Veröffentlichungen | 249 |
| | Lebenslauf | 252 |

Formelzeichen

| | |
|---------------|--|
| Ω | Raumwinkel |
| Φ | Strahlungsfluss |
| α | Winkel |
| δ | Dicke der laminaren Grenzschicht |
| γ | Gleitung |
| λ | Rohrreibungszahl |
| ν | Querkontraktionszahl |
| ν | kinematische Viskosität (Fluidmechanik) |
| \bar{v} | durchschnittliche Strömungsgeschwindigkeit |
| ρ | Dichte |
| σ | mechanische Spannung |
| τ | Schubspannung |
| θ | Winkel (Radiometrie) |
| ε | Dehnung |
| ζ | strömungstechnische Widerstandszahl |
| A | Fläche |
| E | Bestrahlungsstärke |
| E | Elastizitätsmodul |
| F | Kraft |
| G | Schermodul (auch Schub-, Gleit- oder Torsionsmodul) |
| H | Bestrahlungsenergie |
| I | Strahlstärke |
| K | Rigidität (Volumensteifigkeit) |
| L | Strahldichte |
| Re | Reynolds-Zahl |
| R | Krümmungsradius der Hornhaut |
| V | Volumen |
| Y | Fazilität des Kammerwassers (Kehrwert des Durchflusswiderstands) |
| a | Applanationsdurchmesser |
| d | (Wand-)Dicke |
| d | Abstand |
| e | Verschiebung des Scheitelpunkts |

| | |
|-----|---|
| h | Höhe |
| k | Rauhigkeit |
| n | Exponent der Geschwindigkeitsverteilung in kreisförmigen glatten Rohren |
| p | Druck (das Symbol p ist die physikalische Notation; in der Medizin wird das Symbol P verwendet, um Uneindeutigkeiten mit ‘ p ’, dem Symbol für den negativen dekadischen Logarithmus, z.B. pH-Wert, zu vermeiden) |
| r | Radius |
| s | Bogenlänge |
| v | Geschwindigkeit |
| x | Koordinate im kartesischen Bezugssystem, horizontal Richtung Auge |
| y | Koordinate im kartesischen Bezugssystem, vertikal nach oben |
| z | Koordinate im kartesischen Bezugssystem, in Richtung der optischen Achse |

Indizes

| | |
|-----------|---|
| Ad | Adhäsion(skraft) |
| Auge | auf das Auge bezogen |
| C | Cornea |
| DCT | auf das Dynamic Contour Tonometer bezogen |
| IO | intra-okular (im Auge) |
| Strahl | auf den Druckluftstrahl bezogen |
| Total | Total(-Druck) |
| appl | applaniert |
| arteriell | auf die Arterien bezogen |
| dyn | dynamisch(er Druck) |
| i | induziert |
| längs | längs zur Schnittfläche |
| l | laminar |
| max | maximal |
| quer | quer zum Schnittfläche |
| stat | statisch(er Druck) |
| t | turbulent |
| venös | auf die Venen bezogen |

Abkürzungen

| | |
|------|--|
| AT | → Applanations-Tonometer, wird synonym für Applanationstonometrie verwendet |
| CCT | [engl.] Central Corneal Thickness (zentrale Hornhautdicke) |
| DCT | Dynamic Contour Tonometer (Abschnitt 3.2.3) |
| DOF | [engl.] Degrees Of Freedom; Freiheitsgrade |
| FEM | Finite-Element-Methode |
| FFT | Fast-Fourier-Transformation |
| fps | frames per second, Bilder pro Sekunde |
| GAT | Goldmann → Applanations-Tonometer; wird synonym für GOLDMANN-Applanationstonometrie verwendet (→ Abschnitt 3.2.1) |
| GUM | Guide of Uncertainty in Measurement |
| HH | → Hornhaut |
| IOD | Intra-Okularer Druck, Augeninnendruck |
| IOP | [engl.] Intra-Ocular-Pressure, Augeninnendruck. Im deutschen → IOD |
| LAT | Luft-Applanationstonometer: bislang als Non-Contact-Tonometer (→ NCT) bezeichnet, zwecks Abgrenzung zu anderen kontaktlos arbeitenden Prinzipien mit LAT bezeichnet; LAT wird synonym zu Luft-Applanationstonometrie verwendet (→ Abschnitt 3.2.2) |
| mmHg | Millimeter-Quecksilbersäule. In der Medizin gebräuchliche Einheit des Druckes ($1 \text{ mmHg} = 1,33 \text{ mbar}$) |

| | |
|------|---|
| NCT | Non-Contact-Tonometer: kontaktlos arbeitendes Tonometer, das durch einen Druckluftstrahl die Hornhaut des Auges verformt und daraus den Augeninnendruck bestimmt. Wird in dieser Arbeit zur Abgrenzung zu anderen kontaktlos arbeitenden Verfahren als Luft-Appplanationstonometer (LAT) bezeichnet |
| NIR | Nah-Infrarot |
| ORA | Ocular Response Analyzer, Weiterentwicklung des LAT, die die Dämpfung der HH während der Messung bestimmt und im Messwert berücksichtigt |
| PTB | Physikalisch Technische Bundesanstalt, Eichamt |
| SLAT | Selbst-Luft-Appplanationstonometer. Handgehaltene Ausführung eines LAT, mit dem der Patient die Messung ohne fremde Hilfe selbst durchführen kann |
| TTP | Tages-Tensio-Profil → Tagesdruckprofil |

Glossar

| | |
|------------------------|--|
| Akkommodation | Fokussieren des Auges |
| Applanations-Tonometer | Messgerät der Augenheilkunde, bei dem ein Stempel die Hornhaut des Auges abflacht ('applaniert'). Aus der Anpresskraft für eine bestimmte applanierte Fläche wird der Augeninnendruck abgeleitet |
| applanieren | einebnen, abflachen |
| Astigmatismus | Hornhautverkrümmung derart, dass der horizontale und der vertikale Krümmungsradius der HH nicht gleich sind; führt zu Abweichungen der Krümmung der Hornhaut von einer kugelförmigen Gestalt |
| Augapfel | Sehorgan, das von Lederhaut und Hornhaut umschlossen ist. Umgangssprachlich als 'Auge' bezeichnet |
| Bulbus | [lat.] → Augapfel |
| Compliance | Therapiebefolgung durch den Patienten |
| Cornea | [lat.] → Hornhaut |
| Die | [engl.] Chip, vereinzelte Funktionseinheit der Mikroelektronik oder Mikromechanik, meist auf Siliziumsubstrat |
| enuklieren | [lat.] herausschälen |
| Fovea Centralis | Punkt des schärfsten Sehens, auch gelber Fleck genannt. Hier liegt der Fokuspunkt der Linse; die Dichte der Zapfen (Farbwahrnehmung) ist am höchsten (s. Abb. 2.1). |
| Fundus | Augenhintergrund |
| Gesichtsfeld | Diagramm der Funktionserfüllung der Netzhaut |
| Hornhaut | <i>hier: des Auges</i> , optisch transparente Abgrenzung zwischen vorderer Augenkammer und Umwelt (s. Abb. 2.1) |

| | |
|-----------------|---|
| in situ | [lat.] am (Ursprungs-)Ort |
| in vitro | [lat.] ‘im Glas’ bzw. außerhalb eines lebenden Organismus |
| in vivo | [lat.] am lebenden Organismus |
| intraocular | [lat.] das Innere des Auges betreffend |
| Iris | Regenbogenhaut. Farbige, verstellbare Blende des Auges (s. Abb. 2.1) |
| Kammerwasser | wässrige Substanz, mit der die vordere und hintere Augenkammer gefüllt ist; dient der Nährstoffversorgung der transparenten Teile des Auges (s. Abb. 2.1) |
| Keratokonius | kegelförmige Vorwölbung der Hornhaut (eine Art des irregulären Astigmatismus) |
| Lederhaut | Äußere Augenhaut. Weisse, kaum dehnbare Hülle des Auges (s. Abb. 2.1) |
| metabolisch | im Stoffwechselprozess entstanden |
| Netzhaut | Lichtempfindliche Nervenschicht im Auge mit Rezeptoren (Stäbchen, Zapfen) zur Wahrnehmung von Licht (s. Abb. 2.1) |
| Ophthalmoskopie | Beobachtung des Augenhintergrunds durch die Iris |
| Papille | [lat.] ‘blinder Fleck’ am Austrittspunkt der Nervenfasern aus dem Auge (s. Abb. 2.1) |
| pathologisch | krankhaft |
| Perimetrie | optisches Messverfahren durch ein Patientenfeedback, um die Funktionserfüllung der Netzhaut zu bestimmen |
| Pupille | zentrales Loch in der → Iris |
| Refraktion | Verhältnis der Brechkraft von Hornhaut und Linse zur Achslänge des Bulbus |
| Retina | [lat.]→ Netzhaut |

| | |
|---------------------|--|
| Schlemm'scher Kanal | Ringförmiges Abflusssystem, aus dem das Kammerwasser aus der vorderen Augenkammer dem venösen Blutsystem zugeführt wird (s. Abb. 2.4) |
| Sklera | [lat.] → Lederhaut |
| sphärisch | kugelförmig |
| Tagesdruckprofil | Darstellung mehrerer, über den Tag verteilter Messwerte des Augeninnendrucks in Form eines Diagramms. Auch Tages-Tensio-Profil (TTP) genannt |
| Tonometrie | Messung des Augeninnendrucks |
| Trabekelwerk | Schwammartiges Gewebe vor dem → Schlemm'schen Kanal (s. Abb. 2.4) |
| US | Ultraschall |
| Validierung | Überprüfung, ob die zuvor festgelegten Anforderungen an das Produkt in seiner Gesamtheit eingehalten werden; erfolgt in aller Regel am Endprodukt und bezieht die tatsächlichen Bedingungen der geplanten Anwendung mit ein. |
| Verifikation | Überprüfung, ob die festgelegten (technischen) Spezifikationen eingehalten werden; erfolgt i.d.R. während der Entwicklung und unter Testbedingungen. |
| Ziliarkörper | Produktionsort des → Kammerwassers (s. Abb. 2.1) |

1 Einleitung

Der Mensch nimmt einen Großteil aller Informationen aus seiner Umwelt visuell wahr. Bei der aktiven Teilnahme am Straßenverkehr z.B. wird der Anteil der über den optischen Sinneskanal aufgenommenen Informationen auf 90 % geschätzt [18]. Auch außerhalb des Straßenverkehrs wird ein Anteil von bis zu 80 % angenommen. Dabei handelt es sich nicht nur um Informationen zur rein geographischen Orientierung, sondern auch unterstützend zur Durchführung von Grundbedürfnissen wie z.B. Trinken und Essen. Der lebenslange Lernprozeß basiert bereits beim Kleinkind auf vielen und in späteren Stadien fast ausschliesslich auf visuellen Informationen. Aber nicht nur ein bewußtes „Sehen“ und Wahrnehmen beeinflussen den Alltag im menschlichen Leben, sondern auch unbewußte Vorgänge, wie die nonverbale Kommunikation.

Die Funktionsfähigkeit der Augen spielt somit eine bedeutende Rolle für die Wahrnehmung, Orientierung und Kommunikation des Menschen, die gleichzeitig auch einen Großteil des Soziallebens ausmacht. Auch wenn das eigentliche „Sehen“, also das Erkennen von Formen, Objekten, Farben, Beschaffenheiten etc., überwiegend durch das Gehirn erfolgt, so ist das Auge der notwendige Sensor für diese komplexe und beeindruckende Leistung des Gehirns. Dieses stellt etwa 10 aufbereitete Informationen pro Sekunde für das Bewusstsein zur Verfügung. Dagegen nimmt das Auge Millionen Informationen pro Sekunde auf [57].

Eine der größten Gefahren für den optischen Sinneskanal ist die Erkrankung an einem Glaukom, im Volksmund „Grüner Star“ genannt, welches unbehandelt zur Erblindung führt. Allein in Deutschland sind ca. 2 % der über 40-Jährigen, d.h. ca. 800 000 Menschen, an einem Glaukom erkrankt, davon sind 50 % unentdeckt. Die Hilfeleistungen für Glaukom-Erblindete betragen in Deutschland jährlich 150 Mio €. Das Glaukom ist nach Diabetes Mellitus mit 15-20 % die zweithäufigste Erblindungsursache in den entwickelten Ländern [50]. Der größte Risikofaktor für eine Erkrankung am Glaukom stellt das Alter dar. Im Zuge der weiterhin steigenden Lebenserwartung wird die Zahl der Erkrankten zunehmen.

Besonders tragisch für die Betroffenen ist, dass bis zu einem Verlust des Sehfeldes von ca. 40 bis 50 % die Erkrankung unbemerkt bleibt [54]. Des Weiteren ist jeder eingetretene Schaden irreversibel, d.h. die Erkrankung ist nicht heilbar, da abgestorbene Nervenzellen nicht mehr nachwachsen. Dennoch läßt sich eine Zunahme des Schadens gravierend reduzieren, wenn die Ursache eines Glaukoms richtig diagnostiziert ist und entsprechend behandelt wird. Zur Diagnose und Behandlung ist neben der Beurteilung der Papille (Abschnitt 2.1) vor allem auch die Messung des Augeninnendrucks (Tonometrie) sehr wichtig.

1.1 Motivation und Ziele der Arbeit

Der Augeninnendruck ist bislang die einzige bekannte therapierbare Größe, aus der das Risiko einer Glaukomerkrankung abgeleitet werden kann, noch bevor irreparable Schäden eingetreten sind. Die Messung des Augeninnendrucks zählt daher zu den Standarddiagnosen und die Senkung des Augeninnendrucks zu den Standardbehandlungen des Augenarztes. Beides ist verhältnismäßig leicht und schnell durchzuführen. Anzumerken ist, dass der Augeninnendruck ähnlich dem Blutdruck im Verlauf eines Tages stark schwankt (Abb. 1.1). Dies bedeutet, dass die übliche, einmalige Messung beim Augenarzt nur eine Momentaufnahme darstellt und damit medizinisch gesehen nur eine ungenügende Information bietet [146][104]. Im ungünstigsten Fall kann es sogar sein, dass ein unauffälliger Druckwert einer Messung (Abb. 1.1) zu einer Fehldiagnose des Arztes führt. Daher ist eine Aufnahme von Tagesdruckprofilen anzustreben. Ausgeprägte Druckschwankungen größer 6 bis 8 mmHg im Verlauf sind als glaukomverdächtig anzusehen [146].

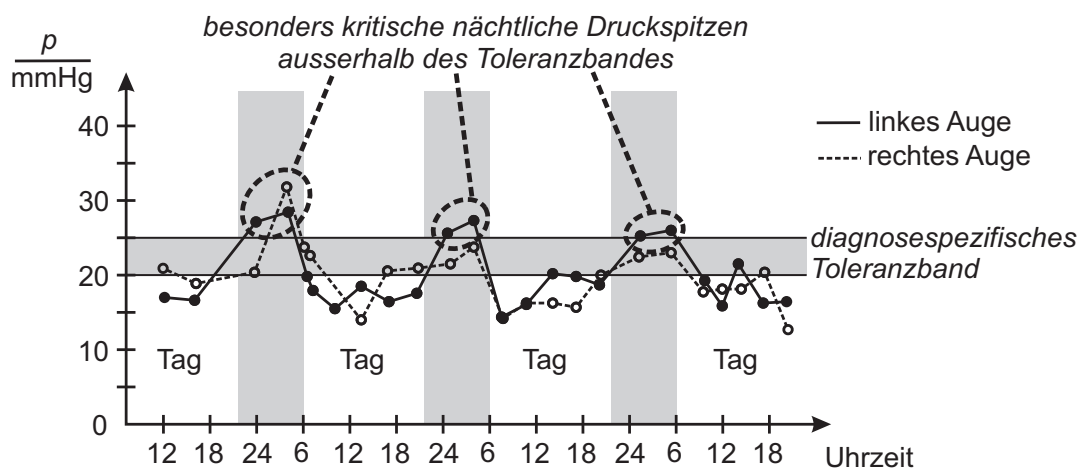


Abb. 1.1: Exemplarischer Verlauf des Augeninnendrucks (linkes und rechtes Auge) über drei Tage mit eingezeichnetem Drucktoleranzband, das deutlich überschritten wird (nach [58]).

Die Aufnahme eines Tagesdruckprofils für die Glaukomdiagnose wird von [146] sogar grundsätzlich gefordert. Wünschenswert wären Messungen alle ein bis zwei Stunden über einen Tag verteilt. Manche Autoren gehen sogar von Abständen von 15 bis 30 Minuten aus [149]. Auf Grund der entstehenden Kosten und des Aufwands für den Patienten werden solche Messungen jedoch nur sehr selten durchgeführt. Zur Senkung der Behandlungskosten und des Aufwandes für den Patienten sowie zur deutlichen Erweiterung der Messzeitpunkte, auch außerhalb der üblichen Praxis-Öffnungszeiten, wäre eine Selbstmessung des Patienten analog der Selbstmessung des Blutdrucks ideal. Die verfügbaren Verfahren sind gegenwärtig jedoch entweder nicht zuverlässig genug oder für den Patienten zu schwierig zu handhaben [146].

Ziel der vorliegenden Arbeit ist daher die Konzeption, der Entwurf und die Realisierung eines kostengünstigen und ausreichend präzisen Messgerätes, mit dem ein gefährdeter oder

ein glaukomekrankter Patient in der Lage ist, selbständig ohne fremde Hilfe seinen Augennendruck mehrmals am Tag und in der Nacht zu messen. Die einzelnen Messungen werden dann zu einem Tagesdruckprofil zusammengesetzt und bewertet.

Um die motorischen Fähigkeiten und das technische Verständnis der Zielgruppe mit einem Alter von ca. 40-80 Jahren zu berücksichtigen, soll der Messvorgang vollautomatisch ablaufen und ausreichend tolerant gegenüber Anwendungsfehlern sein. Auf Grund der Projektbegleitung durch einen industriellen Partner soll das Ergebnis der Forschungsarbeiten zum Selbsttonometer wirtschaftlich und damit industriell nutzbar sein. Daher wurden auch Aspekte der Fertigung, Montage, Justage wie auch die Zulassung als Medizinprodukt bearbeitet, auf die im Rahmen der Arbeit nicht näher eingegangen wird.

1.2 Forschungsschwerpunkte

Zur Realisierung der o.g. Ziele werden in der vorliegenden Arbeit folgende Forschungsschwerpunkte bearbeitet:

- **Analyse des Stands der Technik**

Die Analyse des Stands der Technik zur Augennendruckmessung in **Kapitel 3** zeigt die gegenwärtige Leistungsfähigkeit aber auch Defizite und ermöglicht eine Ableitung der Zielstellungen dieser Arbeit. Unter Berücksichtigung der etablierten Messverfahren, bisherigen Forschungsaktivitäten und möglicher neuer Lösungswege werden die Zielstellungen der Arbeit abgeleitet. Zur Realisierung der Projektziele eignet sich nur ein Verfahren, das die Handelsbezeichnung „Non-Contact-Tonometer“ (NCT) trägt. Zur Abgrenzung zu neueren, ebenfalls kontaktlos arbeitenden Verfahren wird die Bezeichnung Luft-Appplanationstonometer (LAT) eingeführt.

- **Analyse und Abschätzung der Einflussgrößen auf die Messunsicherheit der Luft-Appplanationstonometrie**

Ein LAT wird über eine lineare Regressionsgleichung kalibriert. Das menschliche Auge als Messobjekt stellt einen mechanisch stark nichtlinearen mehrschichtigen Gewebeverbund dar, der die Frage nach nichtlinearen Abhängigkeiten der Messgröße von der Anatomie und Physiologie des zu vermessenden Auges aufwirft. Insbesondere vor dem Hintergrund der großen Streuung der Messwerte eines LAT werden in **Kapitel 4** in einer ausführlichen Analyse die Ursachen und Größen der Messunsicherheit der LAT zunächst abgeschätzt. Eine FEM-Simulation soll zur Verifikation der Annahmen dienen. Die Erkenntnisse aus der Analyse und Abschätzung der Einflüsse auf die Messunsicherheit liefern somit die grundlegenden Anforderungen für die technologische Konzeption und Kalibrierung eines Selbst-LAT, wie auch einen Beitrag zur Vervollkommenung des Stands der Technik der LAT. Gleichzeitig ermöglicht die Analyse ein umfassendes Verständnis der physikalischen Grundlagen des Messverfahrens.

- **Entwurf und Realisierung eines neuartigen Sensorsystems für ein handgehaltenes Selbsttonometer nach dem Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie**

Aus den Erkenntnissen der Defizite des Stands der Technik sowie der Beeinflussung der Messunsicherheit der LAT erfolgt in **Kapitel 5** und **6** der Entwurf eines neuartigen, optischen Multi-Sensorsystems für ein handgehaltenes, kontaktloses Selbsttonometer nach dem Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie, im Folgenden mit SLAT (Selbst-Luft-Appplanationstonometer) abgekürzt. Das Sensorsystem erfasst sowohl die Position des Auges wie auch die Verformung der Hornhaut während der Tonometrie. Es zeichnet sich durch einen besonders einfachen Aufbau und die Verwendung von Standard-Bauelementen aus. Die Kalibration des Sensorsystems wird ausführlich diskutiert.

- **Entwurf und Realisierung eines Aktorsystems zur Erzeugung eines Druckluftstrahls**

Die Erzeugung des instationären, turbulenten Druckluftstrahls durch ein empirisch optimiertes Kolbensystem mit Voice-Coil Aktor wird in **Kapitel 7** behandelt.

- **Verifizierung und Validierung des gewählten Ansatzes durch Probandenmessreihen mit einem realisierten Labormuster**

Das in Form eines Labormusters realisierte Gesamtsystem wird in **Kapitel 8** beschrieben. Mittels Labormessungen wird der Aufbau verifiziert. Die Validierung des gewählten Ansatzes in Form von zwei ärztlich betreuten Probandenmessreihen mit dem Labormuster wird in **Kapitel 9** beschrieben. Als Ergebnis erfolgt der Nachweis der Anwendbarkeit eines handgehaltenen LAT und die normgerechte Reproduzierbarkeit der Messergebnisse. Die gegenüber dem Stand der Technik reduzierte Messunsicherheit wird aufgezeigt.

- **Möglichkeiten und Grenzen eines technischen Augenphantoms als Messobjekt**

Für Systemtests in der Serienentwicklung eines Selbsttonometers wird in **Kapitel 10** der Entwurf und die Realisierung einer technischen Nachbildung des menschlichen Auges in Form eines Augenphantoms beschrieben. Dieses muss die für die LAT relevanten mechanischen und optischen Eigenschaften des menschlichen Auges aufweisen. Die Charakterisierung des Phantoms erfolgt an Hand von Vergleichsmessungen der mechanischen Impedanz menschlicher Augen post mortem mit der des Phantoms. Die erzielten Ergebnisse und Erfahrungen werden diskutiert.

Zum medizinischen Verständnis erfolgen zunächst eine Einführung in die für diese Arbeit relevante Physiologie des Auges (Abschnitt 2.1) und Erläuterungen zum Glaukom (Abschnitt 2.2). Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung der Ergebnisse und einem Ausblick für weiterführende Ansatzpunkte (Kapitel 11).

2 Der Augeninnendruck als physiologischer Parameter

Die behandelten Themen der vorliegenden Arbeit fokussieren alle direkt oder indirekt auf die Messung des menschlichen Augeninnendrucks. Daher wird im Folgenden die Entstehung und der Zweck aber auch das Risiko des Augeninnendrucks beschrieben, soweit dies aus technischer Sicht oder zum Verständnis notwendig ist.

2.1 Aufbau und Funktion des Auges

Das Auge stellt einen der komplexesten Sensoren des menschlichen Körpers dar. Es ist nach außen zum überwiegenden Teil durch die weiße Lederhaut (Sklera) und im vorderen Teil durch die optisch transparente Hornhaut (Cornea) abgegrenzt. In das Auge einfallendes Licht durchdringt nacheinander die Hornhaut, das Kammerwasser der vorderen Augenkammer, die Linse, den Glaskörper und wird schließlich in der Netzhaut von den lichtempfindlichen Rezeptoren (Stäbchen und Zapfen) absorbiert [159] (Abb. 2.1).

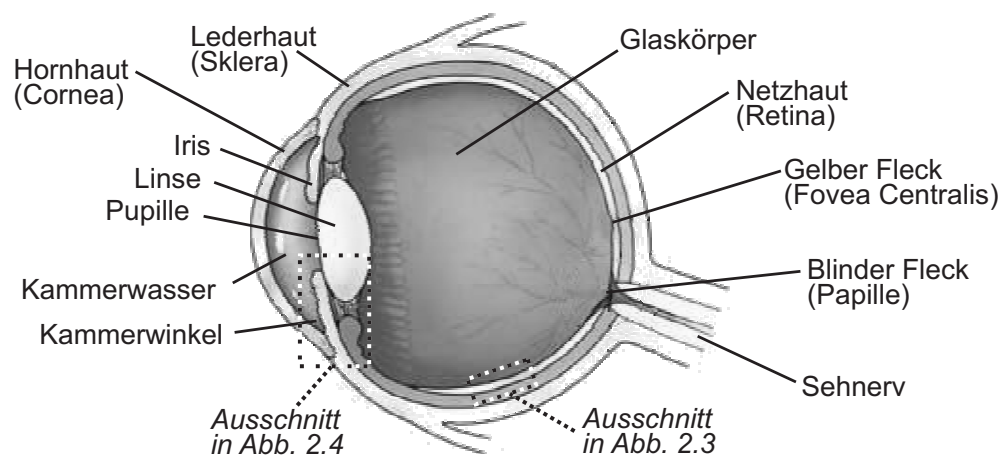


Abb. 2.1: Horizontaler Querschnitt des menschlichen Augapfels.

Die Hornhaut besitzt für die Lichtbrechung im Auge eine bedeutende Rolle. An der Grenzschicht Luft-Hornhaut erfolgen je nach Zustand der Linse bis zu zwei Drittel der Lichtbrechung bzw. -fokussierung im Auge [2]. Der Tränenfilm ebnet auf Grund seiner Oberflächenspannung die Oberfläche der Hornhaut ein und erhöht damit bedeutend den Transmissionsgrad [2] (Details s. Abschnitt 6.3). Sowohl die Hornhaut als auch die Lederhaut besitzen, auf die

Belastung bezogen, einen sehr großen Elastizitätsmodul (Details s. Abschnitt 4.2), so dass bei Druckschwankungen im Auge keine optisch relevante Änderung der Dehnung auftritt. Dies würde sonst durch eine Änderung des Hornhautkrümmungsradius die Sehschärfe beeinflussen. Der Fokus dieses optischen Systems liegt auf der hochspezialisierten Netzhautmitte im gelben Fleck (Fovea Centralis), daher auch „Punkt des schärfsten Sehens“ genannt.

Der gelbe Fleck enthält nur dichtgepackte Zapfen, während die nachgeschalteten Neuronen zur Seite hin verlagert sind. Die Netzhautperipherie ist dagegen für Bewegungsänderungen sehr empfindlich, ohne Objekte genau erkennen zu lassen [57]. Dies bedeutet, dass das eigentliche „Sehen“ im Wesentlichen mit Hilfe des gelben Flecks erfolgt. Um mit diesem kleinen Bildausschnitt trotzdem einen Halbraum erfassen zu können, führt das Auge Sakkaden aus. Dabei springt der Fokuspunkt des Auges weitgehend willkürlich und für den Menschen unbewusst in diesem gesamten Halbraum umher, verweilt für 10 bis 80 ms kurz an einem Punkt (Fixation), um dann zum nächsten Punkt zu springen (Sakkade, Abb. 2.2) [4]. Pro Sekunde werden in Alltagssituationen eine bis drei Sakkaden durchgeführt. Da die Sakkaden unbewußt ablaufen, lassen sie sich nicht verhindern, mit Konzentration jedoch minimieren. Diese ständige Bewegung des Auges ist daher auch während der Augeninnendruckmessung zu berücksichtigen (Kapitel 5).

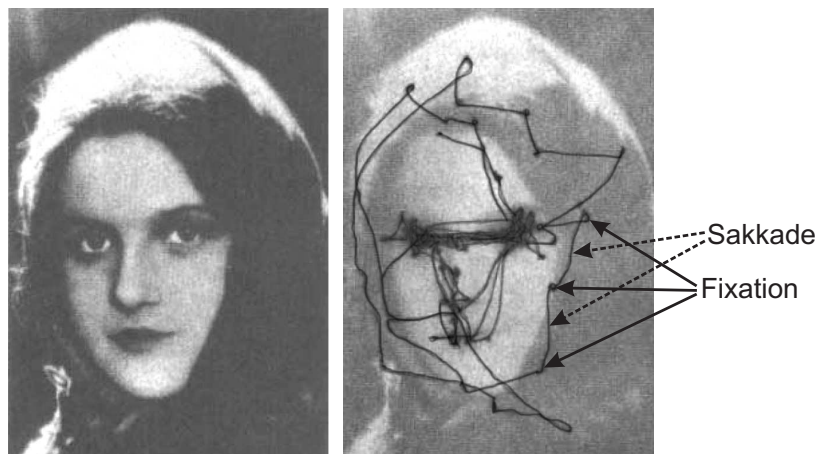


Abb. 2.2: Beispielhafter Verlauf der Fixationen (Knotenpunkte) und Sakkaden (Verbindungslinien) des Auges (rechtes Teilbild) während der Wahrnehmung eines Porträts (linkes Teilbild) [183].

Die Netzhaut stellt sowohl entwicklungsbiologisch gesehen als auch seitens der Signalverarbeitung eine Ausstülpung des Gehirns dar [57]. In der Netzhaut erfolgt zum einen die physikalische Wandlung von Photonen in elektrische Nervenimpulse, zum anderen aber auch eine neuronale Vorverarbeitung der Reize auf der Netzhaut. Durch die besondere ebenenweise Verschaltung und Gruppierung der einzelnen Neuronen (Amakrine Zellen, Bipolare Zellen und Horizontalzellen, Abb. 2.3) in der Netzhaut wird eine Kodierung nach Flächenkontrast, Kantenkontrast, Bewegung, Bewegungsrichtung und weiteren Eigenschaften ermöglicht [159] und gleichzeitig eine gewisse Toleranz gegenüber defekten Neuronen und Rezeptoren erreicht.

Zusammen mit den Sakkaden und im Gehirn gespeicherten Erfahrungswerten stellt dies eine gut funktionierende Fehlerkompensation dar. Zusätzlich bleibt bei einem Glaukomschaden (Abschnitt 2.2) der gelbe Fleck am längsten erhalten. Ein in der Peripherie fehlendes Objekt taucht also beim bewussten Hinsehen wieder auf. Dies alles sind Gründe, warum der Ausfall einzelner Rezeptoren bzw. eine Erkrankung am Glaukom für den Patienten lange Zeit un bemerkt bleibt.

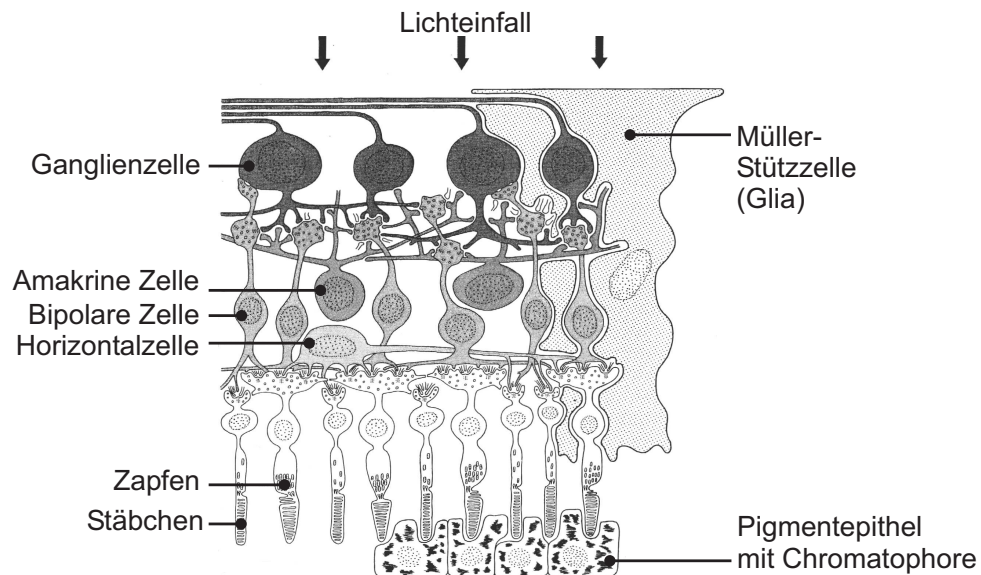


Abb. 2.3: Querschnitt der Netzhaut des menschlichen Auges (Ausschnitt aus Abb. 2.1) [57].

Der Großteil des Augapfels ist mit dem kugelförmigen Glaskörper gefüllt. Der übrige Hohlraum innerhalb der Augenhülle ist mit Kammerwasser gefüllt. Dieses erfüllt zwei Aufgaben: Zum einen die Ernährung der optisch transparenten Gewebe des Auges (Hornhaut, Linse und Glaskörper), da hier Blutgefäße mangels Transparenz stören würden. Zum anderen die mechanische Stabilisierung des Gewebeverbundes Auge zum Zweck reproduzierbarer optischer Abbildungseigenschaften, insbesondere auch bei Beschleunigungen des Auges. Erreicht wird dies durch einen gegenüber der Umgebung leicht erhöhten Druck, dem „Augeninnendruck“ bzw. „intra-okularem Druck“ (abgekürzt mit IOP), im statistischen Mittel von ca. 15 mmHg (ca. 20 mbar) in dem nahezu kugelförmigen Auge. Dieser Druck wird durch ein Fließgleichgewicht zwischen Kammerwasserproduktion im Ziliarkörper und Kammerwasserresorption durch das schwammartige Trabekelwerk hindurch in den Schlemm'schen Kanal aufgebaut (Abb. 2.4). Die Produktion des Kammerwassers hängt auch vom Blutdruck ab (Abschnitt 4.1.3). Daher schwankt der Augeninnendruck ebenfalls stark über den Tag verteilt, wobei häufig in den sehr frühen Morgenstunden ein Druckmaximum vorliegt (Abb. 1.1). Bei einer Rate der Kammerwasserbildung von ca. 2-6 $\mu\text{l}/\text{min}$ wird ca. 1-2 % des Kammerwassers pro Minute ausgetauscht [104]. Der definierte Abflusswiderstand im Trabekelwerk führt zur Entstehung eines Überdrucks im Auge. Mit zunehmendem Alter erhöht sich der Abflusswiderstand

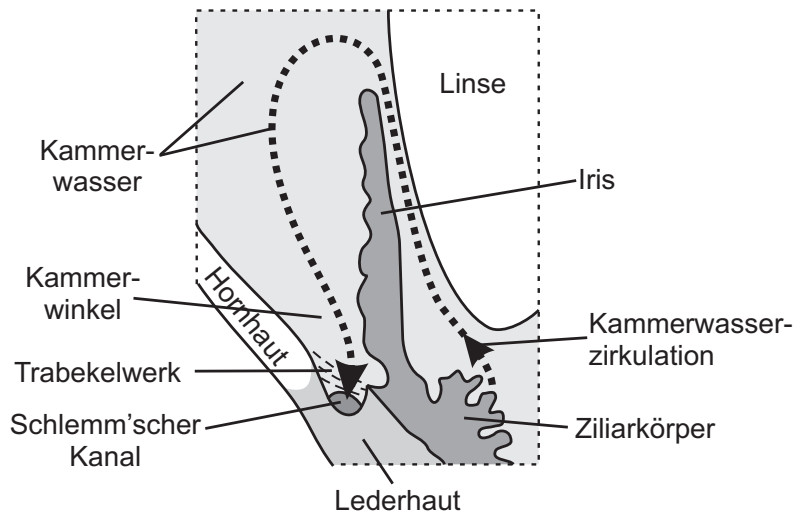


Abb. 2.4: Querschnitt des Kammerwinkels des Auges (Ausschnitt aus Abb. 2.1) [104].

durch Verengungen der Maschen oder Ablagerungen in den Maschen des Trabekelwerks. Die Störung des Kammerwasser-Fließgleichgewichts bzw. der damit verbundene Druckanstieg im Auge gilt als eine der häufigsten Ursachen für die Glaukomerkrankung. Ein Druckanstieg wird grundsätzlich durch eine Behinderung des Kammerwasserabflusses, nicht durch eine Überproduktion verursacht [146]. Abbildung 2.5 zeigt die Häufigkeitsverteilung des IOP von pathologisch unauffälligen „Normalpatienten“ im Zusammenhang mit Glaukompatienten. An Hand der Verteilung wird deutlich, dass kein klarer Grenzwert für den IOP definiert werden kann. Vielmehr ist der IOP pathologisch, der einen Glaukomschaden hervorruft [146].

2.2 Das Glaukom

Das Glaukom ist ein Sammelbegriff für eine Gruppe von Erkrankungen, die ein Absterben der Nervenfasern auf der Netzhaut des Auges gemeinsam haben [37]. Trotz guter Diagnose- und Behandlungsmöglichkeiten stellt das Glaukom immer noch die zweithäufigste Erblindungsursache in den entwickelten Ländern dar. 15-20 % aller Blinden haben ihr Augenlicht durch ein Glaukom verloren. Diese ca. 40 000 Glaukomblinden in Deutschland erhalten jährlich ein Landesblindengeld von 200 Mio €, wobei die Behandlungskosten aller Glaukompatienten mit ca. 400 Mio € noch weit höher liegen [50]. Allein in Deutschland leben acht Millionen Menschen mit dem Risiko, an einem Glaukom zu erkranken, von denen 800 000 bereits erkrankt sind [104]. Sogar in den Industrieländern sind 50 % der Glaukome unerkannt [146]. Unbehandelt führt das Glaukom zur Erblindung. Es ist nicht heilbar, jedoch der Verlauf stark beeinflussbar.

Meist beginnt ein Glaukom in den Randbereichen der Netzhaut (Peripherie) und auch nur punktuell (Abb. 2.6). Sowohl die neuronale Vorverarbeitung der visuellen Reize, die bereits

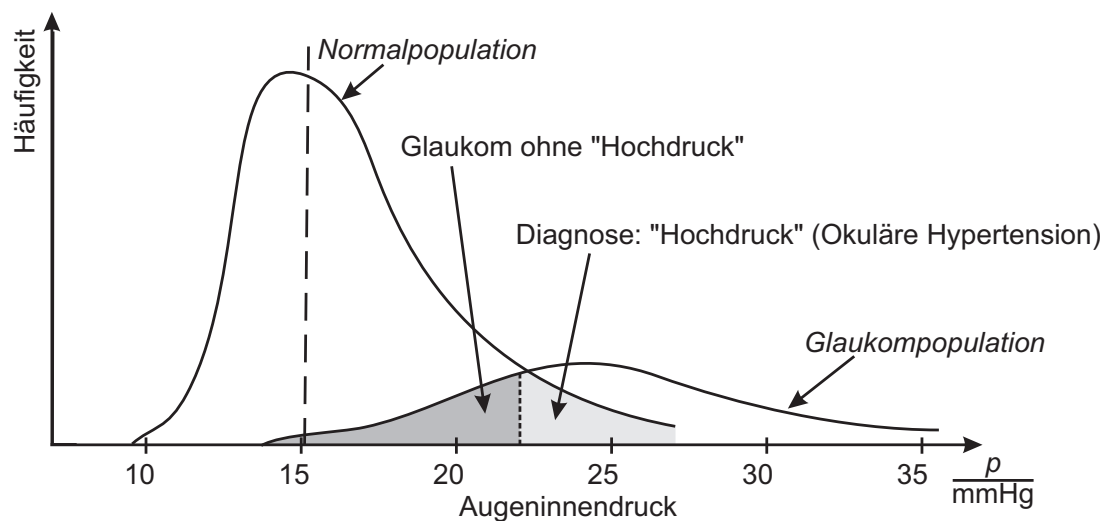


Abb. 2.5: Vergleich der Häufigkeitsverteilung von intra-ocularen Druckwerten bei Normalpopulationen und Glaukumpopulationen [58].

in Abschnitt 2.1 angesprochen wurden, wie auch die Tatsache, dass auf Grund der Sakkaden des Auges ein Bildpunkt im Gehirn durch eine Vielzahl von Neuronen gespeist wird, und das Gehirn zusätzlich noch Erfahrungswerte sinnvoller Bildinhalte besitzt, verschleiert eine Vielzahl neuronaler Ausfälle. Eine Simulation einer glaukomgeschädigten Wahrnehmung ist im Anhang Teil A.4 aufgeführt. Zusätzlich erfolgt das konzentrierte „Sehen“ des Menschen im Wesentlichen mit der Fovea Centralis, die nur einen kleinen Teil der Netzhaut ausmacht und beim Glaukom meist am längsten unbeeinträchtigt bleibt. Die optischen Eindrücke auf dem Rest der Netzhaut dienen eher der Informationserhaltung oder Generierung von Aufmerksamkeit. Im Fall einer Erkrankung am Glaukom ist diese Fehlerkompensation für den Betroffenen jedoch von Nachteil, da dadurch viele Ausfälle außerhalb der Fovea Centralis nicht wahrgenommen werden. Die Defekte scheinen für den Betroffenen beim Hinblicken zu „verschwinden“. Auch wenn diese physiologische Leistung der Fehlerkompensation beeindruckend ist, so kann sie z.B. im Straßenverkehr oder bei Bedienung von Maschinen zu lebensgefährdenden Situationen führen.

Die mit über 90 % häufigste und für diese Arbeit relevante Glaukomform ist das primär chronische Offenwinkelglaukom, abgekürzt mit PCOWG, PCOG, POWG oder auch POG (je nach Autor). Für die Vielzahl an verschiedenen Glaukomformen und deren Charakteristika sei auf den Anhang Teil A und auch für nicht-Mediziner verständliche Fachliteratur wie [146, 37, 104, 57] verwiesen, da diese für die weiteren Betrachtungen dieser Arbeit nicht relevant sind.

2.2.1 Ursachen der Glaukomschäden

Das allmähliche Absterben der Nervenfasern der Netzhaut und des Sehnervs, insbesondere die Ganglienzellen (Abb. 2.3), ist die Wirkung einer ungenügenden Nährstoffversorgung. Diese wird im gesunden Auge durch die Durchblutung der Netzhaut sichergestellt. Dieser Versorgung stehen zwei eng miteinander verknüpfte Pathologien entgegen: Gefäßerkrankungen und bzw. oder ein zu hoher Augeninnendruck. Ist der Augeninnendruck (IOP) höher als der Blutdruck auf der Netzhaut, so wird die weiche Gefäßwand durch den IOP abgedrückt, die Blutversorgung wird unterbrochen. Die Ursache eines Gefäßkollaps kann also

- ein reduzierter Blutdruck durch Gefäßerkrankungen im Auge sein (z.B. eine vaskuläre Dysregulation, d.h. eine ungenügende Autoregulation des Gefäßzustandes),
- ein systemisch reduzierter (allgemein niedriger) Blutdruck des Betroffenen sein,
- ein gegenüber dem retinalen Blutdruck deutlich erhöhter Augeninnendruck sein [104].

Aus pathologischer Sicht ist also nicht alleine der IOP die zu beobachtende Größe, sondern das Verhältnis aus Gefäßdruck und IOP, das mit dem so genannten Perfusionsdruck beschrieben wird. Der Gefäßdruck und damit der Perfusionsdruck werden durch die lokale Autoregulation der Durchblutung über den Gefäßwiderstand (antiproportional zum variablen Gefäßdurchmesser) geregelt [146]. Der Gefäßdruck ist im Auge jedoch nur recht aufwändig und auch nicht ohne Risiko z.B. mit der Ophthalmodynamometrie bestimmbar [139]. Der IOP hingegen ist schnell und einfach messbar. Auf Grund der statistischen Korrelation eines erhöhten IOP mit der signifikanten Gefahr, an einem Glaukom zu erkranken [104] (Abb. 2.5), stellt der Augeninnendruck in dem gesamten Erscheinungsbild eines Glaukoms eine zentrale Größe der Diagnose und Behandlung dar [55]. Rund 10 % der Bundesbürger über 40 Jahre haben einen erhöhten Augeninnendruck bzw. eine Druckschwankung, die über dem statistischen Mittel von 4 bis 6 mmHg liegt [104]. Es ist davon auszugehen, dass diese Anzahl deutlich steigt, wenn mehr Tagesdruckprofile aufgenommen würden. Gleichzeitig ist der IOP die einzige Größe, die einer Behandlung direkt zugänglich ist [57].

Allerdings gibt es auch Erscheinungsformen des Glaukoms, die nicht mit einem latenten Augenhochdruck, aber mit sehr kurzen Druckspitzen auftreten. Dies sind so genannte Normaldruck- und auch Niederdruckglaukome (Anhang Teil A.1). Gerade hier ist die Aufnahme von Tagesdruckprofilen wichtig, um die Druckspitzen detektieren und quantifizieren zu können [104]. Umgekehrt gibt es auch Menschen, die einen statistisch auffällig hohen IOP aufweisen, jedoch nicht unter einem Glaukom leiden. Die korrekte Diagnose muss daher immer eine Vielzahl von Faktoren berücksichtigen.

2.2.2 Diagnose und Behandlung

Erst in den letzten Jahren änderte sich die Auffassung der vergangenen 150 Jahre, den IOP als einzige Ursache für ein Glaukom anzunehmen [146]. Statt dessen stellt das Glaukom ein sog. multifaktorielles Geschehen dar, das der Arzt unter Begutachtung des Augenhintergrundes, konkret der Papille, den Nervensträngen und Blutgefäßen auf der Netzhaut, auch unter Abwägung von Risikofaktoren (Alter, familiäre Vorbelastungen, vaskuläre Faktoren, Hornhautdicke u.v.m.) diagnostiziert. All diese Untersuchungen erfassen primär den pathologischen Zustand des Auges. Die Messung des IOP lässt eine Risikoabschätzung zu und ist vor allem für die Behandlung eine zentrale Größe.

Eine ebenso wichtige Diagnose wie die Bestimmung des IOP stellt die **Beurteilung des Augenhintergrundes** mit seinen Nervenfasern und Blutgefäßen dar. Der Zustand der Papille (Abb. 2.1) kennzeichnet das Ausmaß eines Glaukom-Schadens. Mit zunehmender Rückbildung der Nervenfasern vergrößert sich die so genannte Exkavation (konkave Einbuchtung) der Papille (Details s. Anhang Teil A.3). Diese lässt sich visuell mit einem Blick durch die Pupille in das Auge leicht beurteilen. Die digitale Bildverarbeitung ermöglicht inzwischen eine Dokumentation des Augenhintergrundes (Fundus). Gekoppelt mit einer computergestützten dreidimensionalen Rekonstruktion der Netzhaut-Anatomie lassen sich Verlaufskontrollen durchführen [127].

Eine **Gesichtsfeldmessung** (Perimetrie) zeigt bereits vorhandene Schäden auf. Hierzu fixiert der Patient seinen Blick und bestätigt kleine, zufällig im Raum angezeigte Lichtpunkte variierender Intensität. Aus diesem Ergebnis lässt sich der Funktionsgrad des Gesichtsfeldes skizzieren (Abb. 2.6).

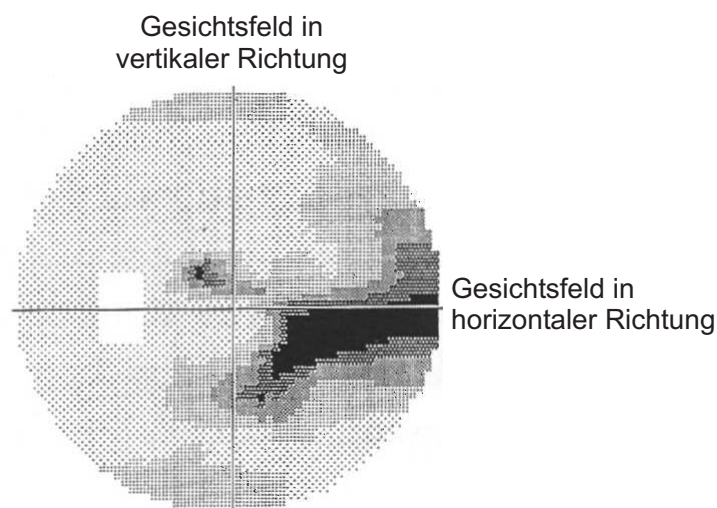


Abb. 2.6: Exemplarische Darstellung eines glaukomatösen Gesichtsfeldes.

Die dunklen Bereiche stellen neuronale Defekte bzw. vorhandene Schäden dar; je dunkler der Bereich, desto größer die Schädigung [37].

Ein Glaukom ist nicht heilbar, in seinem Verlauf jedoch stark beeinflussbar. Der **Augeninnendruck** ist der wesentliche, leicht zugängliche Parameter in der Glaukombehandlung. Daher stellt die Drucksenkung eine der häufigsten Behandlungsformen dar. Des Weiteren werden physiologische Schutzmechanismen für den Sehnerv durch verabreichte Nährstoffpräparate oder medikamentös initiierte Durchblutungssteigerungen des Auges angewendet [53]. Die vielzitierte Studie EGPS (European Glaucoma Prevention Study) [132] hält im Fazit den absoluten Druckwert für wenig relevant und schlägt bei einer Glaukomerkrankung generell eine Drucksenkung vor.

Zur Drucksenkung werden eine Vielzahl verschiedener medikamentöser Wirkstoffe angewendet, teilweise auch in Kombinationen [37]. Deren Ziel ist entweder die Hemmung der Kammerwasserproduktion, die Erhöhung des Abflusses durch das Trabekelwerk oder die Erhöhung des Abflusses durch die Lederhaut [104]. Sollten medikamentöse Behandlungen nicht ausreichen, so kann auch operativ mit Hilfe eines Lasers oder eines einfachen implantierten Ventils ein künstlicher Abfluss geschaffen werden.

2.3 Fazit zum Augeninnendruck und Glaukom

Der natürliche leichte Überdruck im Auge entsteht durch ein Fließgleichgewicht aus Kammerwasserproduktion und -resorption, das im Fall einer primär chronischen Erkrankung z.B. durch Ablagerungen im Trabekelwerk gestört wird. Der damit verbundene Druckanstieg kann die Ursache für ein Absterben der Nervenfasern auf der Netzhaut sein. Die Drucksenkung im Auge stellt daher die gängige Behandlungsform des Glaukoms dar. Zu beachten ist, dass der Druck im Auge nicht konstant ist, sondern deutlichen Schwankungen unterliegt. Dies wird gegenwärtig auf Grund des Aufwandes für Arzt und Patient und den entstehenden Kosten in der Diagnose nur sehr selten berücksichtigt. Wünschenswert ist daher aus medizinischer Sicht und zur effizienten Diagnose eines Glaukoms ein mobiles, selbstbedienbares Messgerät, das kostengünstig, zuverlässig und für den Patienten mit einem minimalen Aufwand den IOP bestimmt. Ein Gerät, das all diese Anforderungen erfüllt, gibt es am Markt nicht, wie Kapitel 3 im Folgenden zeigt.

3 Stand der Technik zur Augeninnendruckmessung

In Kapitel 1 und 2 wurde der Bedarf nach einem einfachen und kostengünstigen Selbsttonometer begründet. Als Einstieg in die Lösung dieser FuE-Aufgabe wird zunächst der Stand der Technik mit den genutzten Verfahren und Technologien kurz aufgezeigt. Für eine systematische Klassifizierung der Tonometrieverfahren bis 1993 sei auf [193] verwiesen. Die folgende Struktur ist nach der Bedeutung der Verfahren und Prinzipien für die vorliegende Arbeit und den augenärztlichen Alltag gewählt.

Von den verbreiteten Messverfahren zur Bestimmung des IOP weist die Applanationstonometrie die größte Bedeutung auf, insbesondere die Verfahren der Goldmann-Applanationstonometrie (Abschnitt 3.2.1), die Luft-Applanationstonometrie (Abschnitt 3.2.2) und aus der klinischen Anwendung der handgehaltene Tonopen (Anhang Abschnitt B.6). Letzterer korreliert durch seine Anwendungsmöglichkeit zu wenig mit der Zielrichtung der vorliegenden Arbeit und wird daher nur der Übersicht halber aufgeführt.

3.1 Charakterisierung der Messgröße

Alle Tonometrieverfahren für den Routinebetrieb des Augenarztes arbeiten im Sinne einer Minimierung der Infektionsgefahr und des Aufwandes nicht-invasiv und müssen daher den IOP über eine Sekundärgröße messen. Dies kann die Kraft bzw. der Druck oder die Amplitude sein, die vom Auge einer Energieeinwirkung, meist über die Hornhaut, entgegengesetzt wird. Viele Augenärzte wünschen eine Messauflösung von mindestens 1 mmHg. Oftmals wird die Anzeige einer Nachkommastelle gewünscht, auch wenn dies aus messtechnischer Sicht fragwürdig erscheint. Anders als bei vielen technischen Fragestellungen unterliegt die Quantifizierung physiologischer Größen, wie dem IOP, einer Vielzahl unbekannter Störgrößen und Einflüssen [29] (Abb. 3.1).

Als Störgrößen sind z.B. die mechanischen Eigenschaften der Hornhaut oder das Augenreiben (Erhöhung des IOP um bis zu 50 mmHg) zu nennen. Periodische Schwankungen treten z.B. durch den Einfluss des Pulsschlags und der Atmung mit jeweils bis 2 mmHg auf. Bei pathologischen Zuständen sind diese Schwankungen auch noch deutlich größer. Beim Unterbrechen der Atmung kann der IOP um 50 % ansteigen [191]. Diese physiologisch bedingten, normalen Schwankungen des IOP mit Periodendauern im Bereich von Sekunden beeinflussen die Bestimmung des mittleren IOP je nach Messdauer bzw. Methode der Mittelwertbildung (mechanisch oder mathematisch). Der Mittelwert dieser Oszillationen ändert sich in Form der bereits beschriebenen üblichen Tagesdruckschwankungen mit Periodendauern von

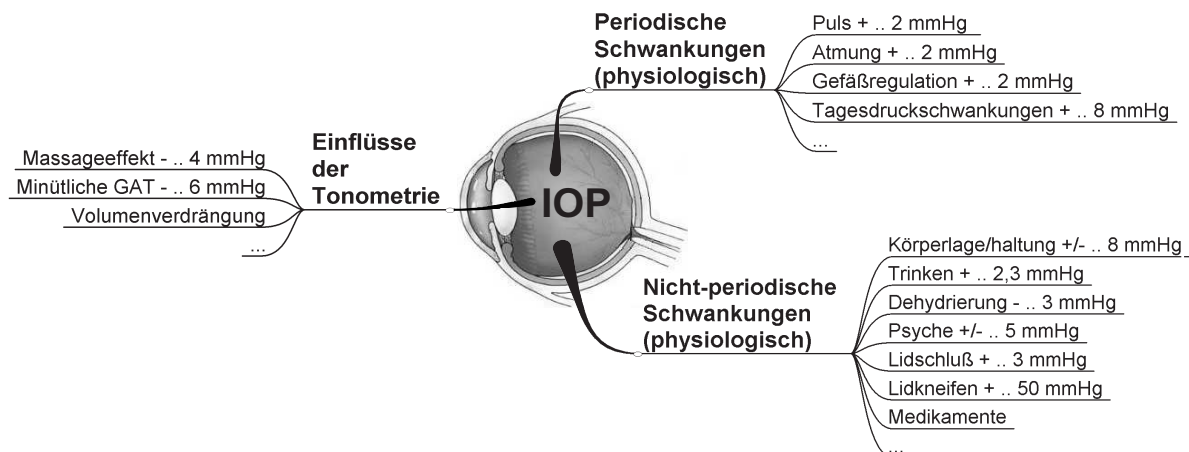


Abb. 3.1: Übersicht der wichtigsten Einflüsse auf den Augeninnendruck (Details s. Anhang Teil B.1).

24 h (Abb. 1.1). Es schwankt nicht nur die Messgröße von Natur aus, sondern es werden durch die Messungen selbst auch Änderungen des IOP hervorgerufen. Die bekannteste Änderung ist der Massageeffekt, der bei der Tonographie, also der Messung des Kammerwasser-Abflusswiderstandes, genutzt wird. Durch den Druck auf das Auge wird ein vermehrter Kammerwasserabfluss provoziert, der in einer Senkung des IOP resultiert. Dieser Effekt tritt z.B. bei der Impressionstonometrie auf (Anhang Abschnitt B.7). Er ist jedoch nicht zu verwechseln mit dem psychophysischen Effekt der Drucksenkung bei der Goldmann-Appplanationstonometrie (Abschnitt 3.2.1). Hier tritt eine Drucksenkung auf, sogar ohne dass Kontakt mit dem Auge hergestellt wird. Dies lässt sich nur durch einen psychologischen Einfluss auf die Kammerwasserdynamik erklären [6]. Nicht zu unterschätzen sind des Weiteren der Einfluss des Lidschlusses bzw. Lidkneifens, der einen Anstieg bis zu 50 mmHg verursachen kann [146]. Eine detaillierte, quantifizierte Aufstellung von Stör- und Einflussgrößen körperlicher und psychischer Faktoren ist im Anhang Teil B.1 und in [193] aufgeführt.

Bei allen Überlegungen darf bei Selbstmessungen auch der Patient als wichtiger Einfluss nicht vernachlässigt werden. Er entscheidet bei einer Selbstanwendung letztendlich, i.d.R. unbewußt, über den Erfolg oder Mißerfolg einer Messung. In der Medizin wird von der Compliance gesprochen, die so viel wie Therapiebefolgung bedeutet. Setzt der Patient das Gerät nicht richtig an, oder verwendet er evtl. notwendige Anästhetika nicht richtig, kann das einen Einfluss auf die Messwerte bewirken (Abschnitt 3.2.1). Im Rahmen der Behandlung mit drucksenkenden Augentropfen ist diese Problematik besonders relevant, wenn die Tropfen zwar in richtiger Dosierung aus dem Fläschchen tropfen, jedoch nicht richtig dem Auge zugeführt werden (Verfehlen des Auges / Herauslaufen der Tropfen durch Lidschluss / ...). Da dies aber nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist, soll darauf nicht näher eingegangen werden. Der Patient sollte also in seinem eigenen Interesse einen möglichst geringen Einfluss auf das Messergebnis ausüben können.

Aufgabe der Arztes muss es sein, den Messwert im Rahmen der Randbedingungen korrekt zu beurteilen, was ebenfalls nicht Teil dieser Arbeit ist. Aufgabe der Ingenieure ist es, vor diesem Hintergrund zuverlässige und aussagekräftige Messsysteme zur Verfügung zu stellen.

3.2 Kommerzielle Tonometer

Die gerätegestützte Tonometrie wird in der Augenheilkunde seit mehr als 100 Jahren angewendet [28]. Viele ursprüngliche Ansätze sind auch heute noch in Verwendung, auch wenn z.B. Fertigungstoleranzen deutlich reduziert wurden. Das GOLDMANN-Appplanationstonometer, das das normative Referenztonometer darstellt, blieb in seiner Ausführung in den letzten 50 Jahren nahezu unverändert. Bei der Luft-Appplanationstonometrie ermöglicht der Fortschritt der Automatisierungsmöglichkeiten dem Anwender eine deutliche Unterstützung bis hin zur Vollautomatisierung.

Im Folgenden sind die für die weiteren Betrachtungen dieser Arbeit relevanten Tonometrieprinzipien und -verfahren aufgeführt, die entweder als Referenz dienen oder dienen könnten oder ohne eine Anästhesie des Auges arbeiten. Weitere für den Markt oder die Forschung bedeutende Verfahren und weiterführende Informationen sind im Anhang Teil B zu finden.

3.2.1 GOLDMANN-Appplanationstonometer (GAT)

Messverfahren

Das GOLDMANN-Appplanationstonometer, kurz GAT, stellt für die Augenheilkunde seit Jahrzehnten das Referenz-Tonometrieverfahren dar. Aus messtechnischer Sicht jedoch ist es bekanntermaßen nicht frei von fehlererzeugenden Einflüssen, die später diskutiert werden.

Die Grundlage für die Appplanationstonometrie (abgekürzt mit AT) legen IMBERT (1885) [75] und FICK (1888) [35] mit der vereinfachten Annahme, dass die Wölbung der Hornhaut bzw. des näherungsweise kugelförmigen Auges allein vom IOP hervorgerufen wird. Dann muss ein von außen angelegter Druck, der die Kugel an dieser Stelle abflacht gleich dem Druck in dieser Kugel bzw. dem Auge sein. Es dauert mehrere Jahrzehnte, bis durch GOLDMANN 1955 [47] und 1957 [48] die Appplanationstonometrie durchsetzen kann. Mit Hilfe des RÖMER'schen Bildteilers [154] ist die Flächenbestimmung deutlich vereinfacht. Die Anpreßkraft muss so lange erhöht werden, bis im Beobachtungsprisma zwei Halbringe in Deckung gebracht sind (Abb. 3.2). Die Halbringe entstehen durch den Tränenflüssigkeitsring um den Meßstempel. Der Tränenflüssigkeitsring ist bei blauem Licht durch die fluoreszierende Wirkung des Fluorescein, das im Anästhetikum enthalten ist, besonders gut sichtbar.

Der Applanations- bzw. Stempeldurchmesser ist beim GAT zu 3,06 mm gewählt. GOLDMANN zeigt in [48], dass bei einem Applanationsdurchmesser zwischen 3 und 4 mm die Adhäsionskräfte des Tränenfilms durch die Eigensteifigkeit der Hornhaut weitgehend kompensiert

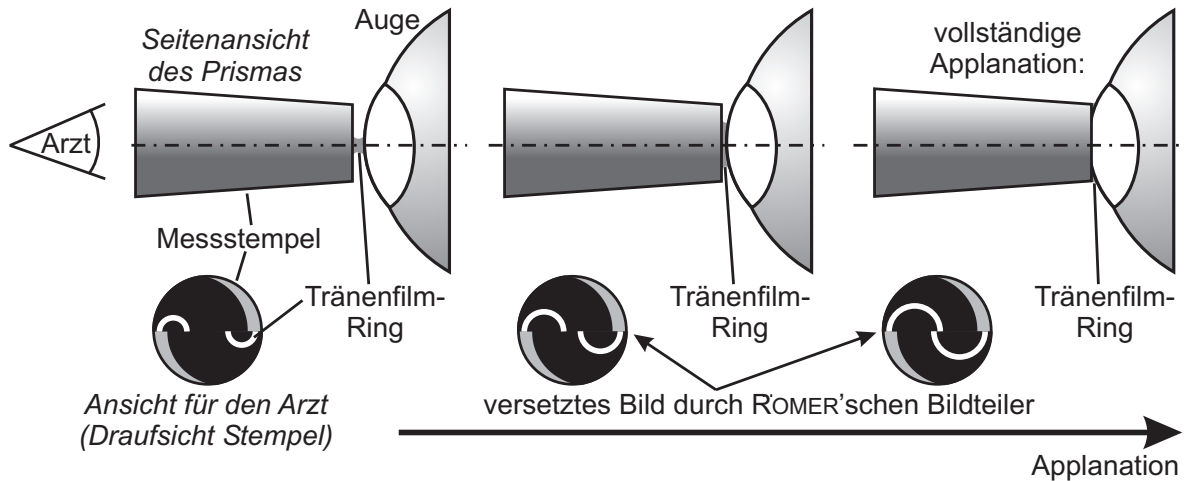


Abb. 3.2: In Deckung zu bringende Halbringe des RÖMER'schen Bildteilers bei der Durchführung der GAT.

werden. Ein Durchmesser von 3,06 mm ermöglicht eine einfache Umrechnung der damals üblichen Gewichtseinheit Pond in Gramm. Damit wird ein IOP von 10 mmHg mit einer Masse von 1 g applaniert. Die Skaleneinteilung von Gramm ist auch heute noch am GAT vertreten.

Es sind mehrere Einflüsse bei Anwendung der AT zu berücksichtigen:

1. Das Auge stellt keine Kugel mit infinitesimal dünner Membran dar, sondern mechanisch gesehen einen Schalenkörper mit nicht vernachlässigbaren Biegespannungen bei Verformung der Schale.
2. Die Tränenflüssigkeit und auch das bei der GAT applizierte Anästhetikum in Form von Augentropfen bilden einen Flüssigkeitsfilm auf der Augenoberfläche, der durch die Oberflächenspannung Adhäsionskräfte auf den Messstempel ausübt.
3. An der abgeflachten Stelle der Hornhaut wird ein Kammerwasservolumen verschoben.

Für das Gleichgewicht der Hornhautapplanation gilt damit Gl. (3.1) [29]:

$$\frac{F}{A} = p_{IO} + \Delta p + p_C + p_{Ad} \quad (3.1)$$

mit $F \equiv$ Kraft des Tonometer-Stempels, $A \equiv$ Applanationsfläche des Stempels

$p_{IO} \equiv$ intraokularer Druck, $\Delta p \equiv$ messbedingte Druckerhöhung

$p_C \equiv$ der Verformung der Hornhaut entgegengerichteter Druck

$p_{Ad} \equiv$ Adhäsionsdruck auf den Stempel durch die Tränenflüssigkeit

Je nach Messverfahren (flächenabhängige AT, flächenunabhängige AT) variieren die einzelnen Größen in Gl. (3.1) deutlich. Mit diesem Kräftegleichgewicht ist offensichtlich, dass es sich nicht um eine physikalische Druckmessung handelt, sondern eine Kraft eingestellt wird, die einen Gleichgewichtszustand erzeugt.

Messfehler

Im Wesentlichen sind folgende Ursachen für Messfehler der GAT aufzuführen:

1. Die Kompensation der Hornhaut-Steifigkeit und der Adhäsionskräfte gilt nur für durchschnittliche Augen, deren mechanische Eigenschaften dem statistischen Mittel entsprechen. Daher treten durch die **Schwankungen der Hornhautdicke** entsprechende Abweichungen auf. Sinnvoll ist eine Korrektur z.B. nach der weitverbreiteten DRESDNER TABELLE. Diese korrigiert den Messwert um ± 1 mmHg pro ∓ 25 μ m Abweichung von der Hornhautdurchschnittsdicke 550 μ m (extrapolierbar)¹. In [24] wird eine Korrektur von ± 1 mmHg pro ∓ 59 μ m Abweichung von der Hornhautdurchschnittsdicke 550 μ m bestimmt. In der Praxis wird diese Korrektur jedoch kaum genutzt, da die Hornhautdickenmessungen gegenwärtig nicht zu den Standardmessverfahren für niedergelassene Augenärzte gehört. Eine nicht anatomische, sondern pathologische Ursache einer dicken Hornhaut stellt das Hornhaut-Ödem dar. Dies ist eine schwellungsartige Verdickung der Hornhaut durch vermehrte Wassereinlagerung. Durch das fehlende Gleichgewicht von Quellungsdruck und der Spannung des Gewebes sinkt die Steifigkeit der Hornhaut, wodurch die gemessenen IOP-Werte zu niedrig ausfallen (Gl. (3.1)) [79]. Details sind in Abschnitt 4.2.1 aufgeführt.
2. Die **messbedingte Druckerhöhung** der GAT durch das Applanationsvolumen von ca. 0,54 μ l und damit weniger als 0,1 % des Augenvolumens ist laut [29, 161] mit weniger als 1 mmHg vernachlässigbar.
3. Die Abhängigkeit des Messwertes vom regulären **Hornhaut-Krümmungsradius** ist nach [161] vernachlässigbar, nicht jedoch der schwer reproduzierbare Einfluss eines Astigmatismus. Dieser erschwert durch seine unterschiedlichen Krümmungsradien in horizontaler und vertikaler Richtung die Verteilung des Fluorescein und damit das Ablesen der konzentrischen Ringe deutlich. Ein Astigmatismus geht somit durch eine fehlerhaft gemessene Fläche in das Ergebnis mit ein [191].
4. Ein großer nicht systematischer Anteil der Messunsicherheit mit bis zu mehreren mmHg entsteht durch eine **unpräzise Flächenmessung**, die durch schwankende Tränenmenge und -konsistenz beeinflusst wird [191, 72]². In der Zusammenstellung von WHITACRE [191] sind - 0,35 mmHg bei zu kleinem Fluorescein-Ring und bis zu + 4,6 mmHg bei zu großem Ring aufgeführt.
5. Je nach verwendetem **Anästhetikum** nimmt die zentrale Hornhaut-Dicke (CCT) in den ersten 80 Sekunden [141] um ca. 10 μ m zu, wodurch nach der DRESDNER TABELLE der gemessene IOP um ca. 0,4 mmHg zu hoch diagnostiziert wird. Andere Autoren [67] bestimmen eine Einflussdauer von 7 bis 8 Minuten. Die CCT-Abweichung ist je nach

¹WHITACRE [191] schlägt eine etwas höhere nichtlineare Korrektur vor

²LUDWIG [122] kann zumindest für seine Ausführungsvariante der AT mit variabler Applanationsfläche das Gegenteil aufzeigen

Anspruch für die Tonometrie tolerierbar, insbesondere aber bei laserchirurgischen Operationen der HH zur Korrektur von Fehlsichtigkeit nicht mehr vernachlässigbar.

6. Eine **wiederholte GAT** reduziert den IOP. Dies ist jedoch nicht mit dem Massageeffekt zu verwechseln, der einen erhöhten Kammerwasserabfluß durch den messbedingten Druck auf das Auge ausübt. Der aus der Druckerhöhung resultierende, vermehrte Kammerwasserabfluß ist vernachlässigbar [29]. Vielmehr muss es sich hier um einen psychophysischen Effekt handeln, der sich, je nach Autor, auf die Kammerwasserdynamik mit bis zu 5 mmHg auswirkt [191].

Nach neueren Empfehlungen sollte die GAT auf Grund der zahlreichen Fehlermöglichkeiten nicht als absolut messendes Verfahren betrachtet werden, sondern als praxistaugliches Messverfahren, mit dem der IOP-Verlauf ein und desselben Patienten kontrolliert werden kann (hohe Reproduzierbarkeit). Von einem Vergleich der gemessenen IOP-Werte von Patient zu Patient wird in [191] abgeraten.

Stationäres GOLDMANN-Appplanationstonometer

Das GAT (Abb. 3.3) ist mit ca. 95 % in nahezu jeder augenärztlichen Praxis vertreten [158]. Zur Durchführung wird dem Patienten zunächst ein Anästhetikum mit dem bereits erwähnten Fluorescein ins Auge geträufelt. Die Betäubung tritt quasi sofort ein und verhindert durch das fehlende Fremdkörpergefühl des Messstempels einen Lidschlussreflex des Untersuchten.

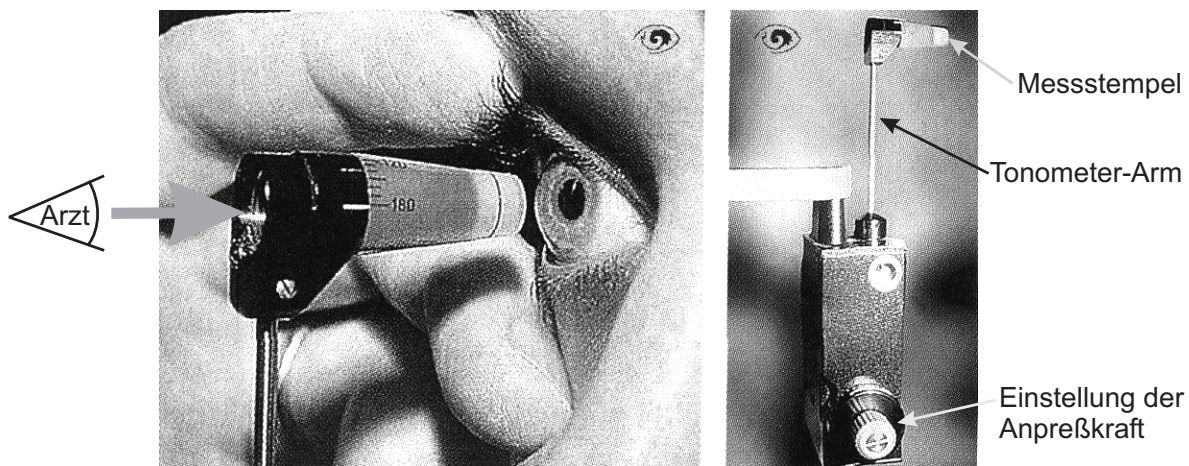


Abb. 3.3: Messstempel des GAT (linkes Teilbild) und Gesamtansicht des GAT der Firma Haag-Streit (rechtes Teilbild) [37].

Mobiles Selbst-Appplanationstonometer

Die Grundlagen zu dem Selbsttonometer nach dem Prinzip der GAT wurden an der TH Darmstadt mit der Arbeit von HOCK [72] gelegt. Ziel von DRAEGER et al. war es, bei Weltraummissionen den Einfluss des Fluidshifts, also die Flüssigkeitsverschiebung entlang der Längsachse des menschlichen Körpers in der Schwerelosigkeit, auf den IOP zu untersuchen [26]. Hypothese war, dass der IOP durch die fehlende Schwerkraft deutlich ansteigen müsste. Durch Messung an den Astronauten konnte nachgewiesen werden, dass der Regelkreis des IOP nach ca. 30 min. den Druckanstieg von ca. 25 % ausgleicht [27].

Was in der Schwerelosigkeit von den technisch versierten Astronauten erfolgreich durchgeführt wurde, konnte sich im Heimbereich in Form des EPSa Ocuton (Abb. 3.4) am Markt nicht durchsetzen. Der Anwender muss sich zunächst ein Anästhetikum ins Auge träufeln, um

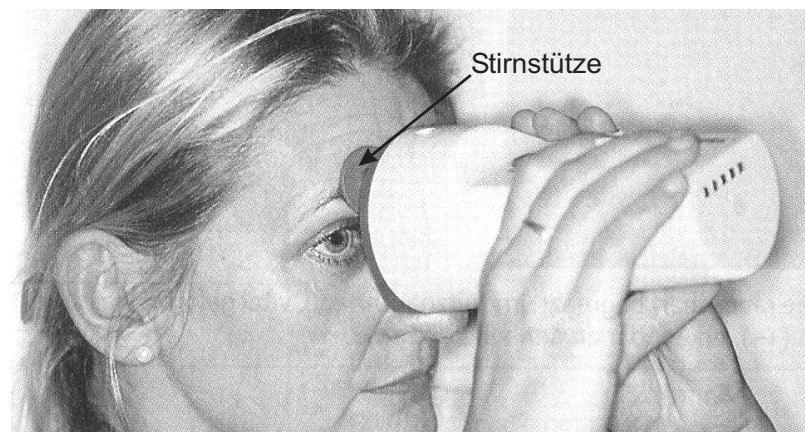


Abb. 3.4: Anwendung des EPSa Ocuton Selbsttonometers nach dem GOLDMANN-Prinzip [104].

den Lidschlussreflex zu unterdrücken. Unter Anpeilen eines Positionslichtes führt er dann das Tonometer bis an seinen Schädel heran (Abb. 3.4). Anschließend wird der Messstempel automatisch an die Hornhaut herangefahren und führt die Tonometrie durch. Gemäß GOLDMANN wird ein Messstempel mit einem Durchmesser von 3,06 mm in Form eines optischen Prismas verwendet. Dieses ermöglicht eine Flächenmessung mit einer optischen Sensorik (Abb. 3.5).

In der praktischen Anwendung ist die Handhabung anspruchsvoll und daher lediglich für motivierte und jüngere Patienten zu empfehlen [46, 104]. Wenn das Einträufeln von Augentropfen bereits Probleme bereitet, ist von der Anwendung abzuraten [104]. In [46] differieren 48 % der Messungen bis 4 mmHg, 52 % um 5 mmHg oder mehr. Insgesamt werden 396 Werte mit 676 Meßversuchen aufgenommen, was einem Schnitt von 1,7 Versuchen für einen erfolgreichen Meßwert entspricht. Trotzdem hält [46] das Gerät für einen sinnvollen Ansatz zur Selbstkontrolle des IOP. Nach [175] sind 41 % der 120 Probanden nicht in der Lage, drei erfolgreiche Messungen hintereinander durchzuführen. Die Streuung der Messwerte liegt bei $\pm 8,3$ mmHg, verglichen mit einer GAT-Streuung von $\pm 5,7$ mmHg.

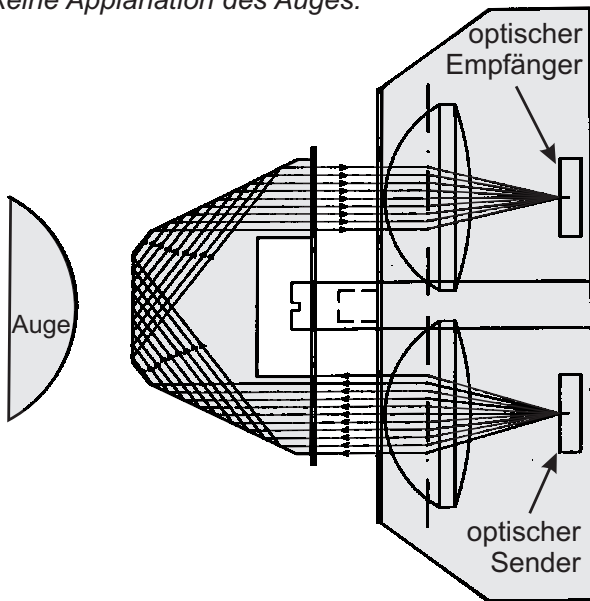
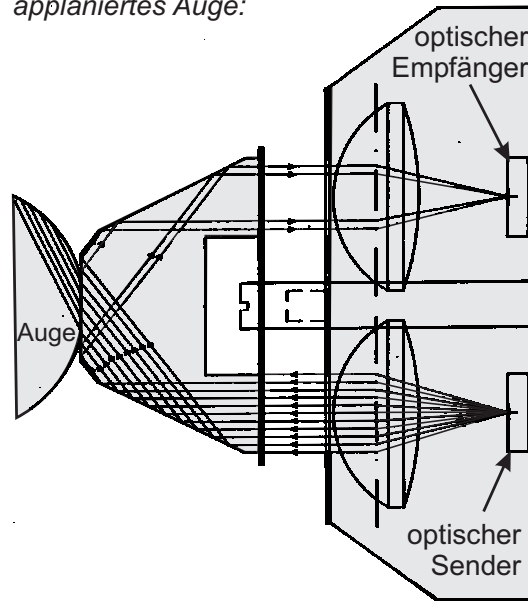
keine Applanation des Auges:*applaniertes Auge:*

Abb. 3.5: Optischer Messkopf des Ocuton Selbsttonometers, der die Änderung der Totalreflexion im Prisma bei Kontakt mit dem Auge zur Flächenmessung auswertet [29].

Kritisch zu bewerten hinsichtlich des Gebrauchs ist die notwendige Anwendung von Lokalanästhetika. Diese dürfen auf Grund des Betäubungsmittelgesetzes zum Schutz der Gesundheit des Patienten nur von Ärzten angewendet oder verschrieben werden. Denn neben dem temporären Verlust der natürlichen Schutzfunktion der stark mit Nerven durchzogenen Hornhaut, lockern alle Lokalanästhetika die Zellverbindungen des Hornhautepithels bei häufigem Gebrauch auf [56]. Sie erleichtern damit das Eindringen von Keimen. In schweren Fällen kann sogar ein Hornhautgeschwür entstehen, das schnell durch Perforation zu einem Verlust des Augenlichts führt. Lokalanästhetika sollten daher nach GREHN [57] [56] niemals zu Händen des Patienten verordnet werden. SCHAFFNER [157] dagegen hält das Risiko bei intakten Hornhäuten unter ärztlicher Aufsicht für vertretbar.

3.2.2 Luft-Applanationstonometer (LAT)

Messverfahren

Das Luft-Applanationstonometer, kurz LAT, weist nach dem GAT den zweithöchsten Verbreitungsgrad von Tonometern auf [158]. Das Messverfahren wurde bereits 1951 von ERICH ZEISS, dem Enkel von CARL ZEISS, entwickelt [137], aber erst 1972 von GROLMAN [59] als kommerziell erhältliches Gerät realisiert. Es basiert ebenfalls auf einer Applanation der Hornhaut. Diese wird jedoch nicht mit Hilfe eines Stempels erzeugt, sondern durch einen kurzen, definierten Druckluftstrahl. Dadurch ergibt sich kein direkter Kontakt zwischen Auge und

Messgerät, weshalb sich die Handelsbezeichnung Non-Contact Tonometer (NCT) verbreitet hat. Dieser fehlende Kontakt besitzt den Vorteil, dass z.B. Viren wie HIV, Hepatitis oder eine Bindehautentzündung (Conjunctivitis) aus der Tränenflüssigkeit nicht übertragen werden können [57, 12]. Des Weiteren liegt die Dauer des Luftstrahls im Bereich von wenigen Millisekunden, weshalb die Messung bereits abgeschlossen ist, bevor der Lidschlussreflex eintritt. Daher kommt dieses Meßverfahren ohne eine Anästhesie des Auges aus, was die Anwendung auch durch Nichtmediziner, wie z.B. Sprechstundenhilfen oder Laien, ermöglicht.

Der verwendete Druckluftstrahl erzeugt einen rampenförmig ansteigenden Druck durch eine Staupunktströmung bis max. ca. 110 mbar. Bei neueren Modellen liegt der maximale Druck nur noch bei ca. 75 mbar. Strömungstechnisch handelt es sich hier um den Totaldruck, also der Summe aus statischem und dynamischem Druck der Druckluftströmung (Abschnitt 8.1). Der Totaldruck der Druckluftströmung wird im Folgenden zur leichteren Abgrenzung zum Augeninnendruck als „Strömungsdruck“ bezeichnet. Der Staudruck bezeichnet nur den dynamischen Druck.

Der ansteigende Strömungsdruck auf der Hornhaut erzeugt eine Abflachung, die mit zunehmendem Strömungsdruck ihren Durchmesser vergrößert (Abb. 3.6). Die weitgehend plane Oberfläche knickt ab dem Moment konkav ein, wenn der Druck durch die Staupunktströmung größer als der der Verformung entgegengerichtete Innendruck des Auges wird. Der zu diesem Zeitpunkt aufgebrauchte Strömungsdruck ist die Referenzgröße zur Bestimmung des IOP. Aus diesem Strömungsdruck wird mit einer linearen Kalibrationsgleichung des Messgeräts der IOP abgeleitet (Abb. 3.7). Für Details der Kalibration sei auf Abschnitt 9.2 verwiesen. Fällt der Strömungsdruck ab, verformt sich das Auge bzw. die Hornhaut in umgekehrter Reihenfolge wieder in den sphärischen Ausgangszustand.

Anders als bei dem GAT handelt es sich hier auf Grund der kurzen Rampendauern von ca. 6 bis 8 ms (je nach Hersteller) nicht um einen quasi-statischen, sondern sehr dynamischen Vorgang. Damit verliert Gl. (3.1) hier ihre Gültigkeit. Eine zum GAT vergleichbare Betrachtung des LAT ist in der Literatur nicht bekannt, daher wird diese in Kapitel 4 aufgestellt.

Zur Erfassung der Verformung der Hornhaut bzw. der maximalen Applanation werden die optischen Abbildungseigenschaften der Hornhautgeometrie ausgenutzt. Ein Sender emittiert einen Strahlungsfluß Φ_1 (Abb. 3.7 und 3.8). Dieser wird an der Hornhaut je nach Geometrie am sphärischen Auge aufgeweitet, am applanierten Auge näherungsweise parallel reflektiert und am konvexen Auge divergent reflektiert (Abb. 3.8). Dieser modulierte Strahlungsfluß Φ_2 wird über einen optischen Sensor erfasst.

Für die messtechnische Kontrolle eines LAT hat die Physikalisch-Technische Bundesanstalt Berlin (PTB) ein feinmechanisch aufwendiges Klappspiegelsystem entwickelt [164]. Dazu wird ein runder Planspiegel mit einer Torsionsfeder unter Vorspannung gesetzt. Übersteigt der Strömungsdruck des LAT diese Vorspannung, klappt der Spiegel weg (Abb. s. Anhang Teil B.2). Im Gegensatz zum biologischen Vorbild Auge wird hier eine nicht-kontinuierliche bzw. sprungförmige Veränderung der Reflexionsverhältnisse erzeugt. Dies muss beim Auswertear-

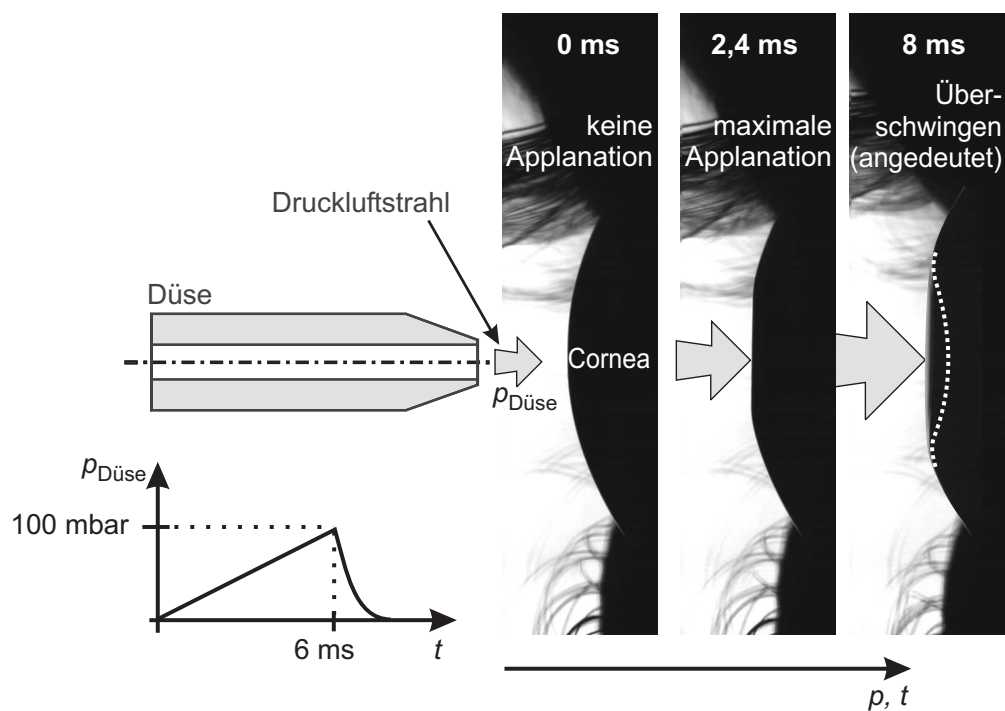


Abb. 3.6: Verformung der Hornhaut durch den Druckluftstrahl der LAT, dessen Strömungsdruck rampenförmig ansteigt (Seitenansicht des Auges).

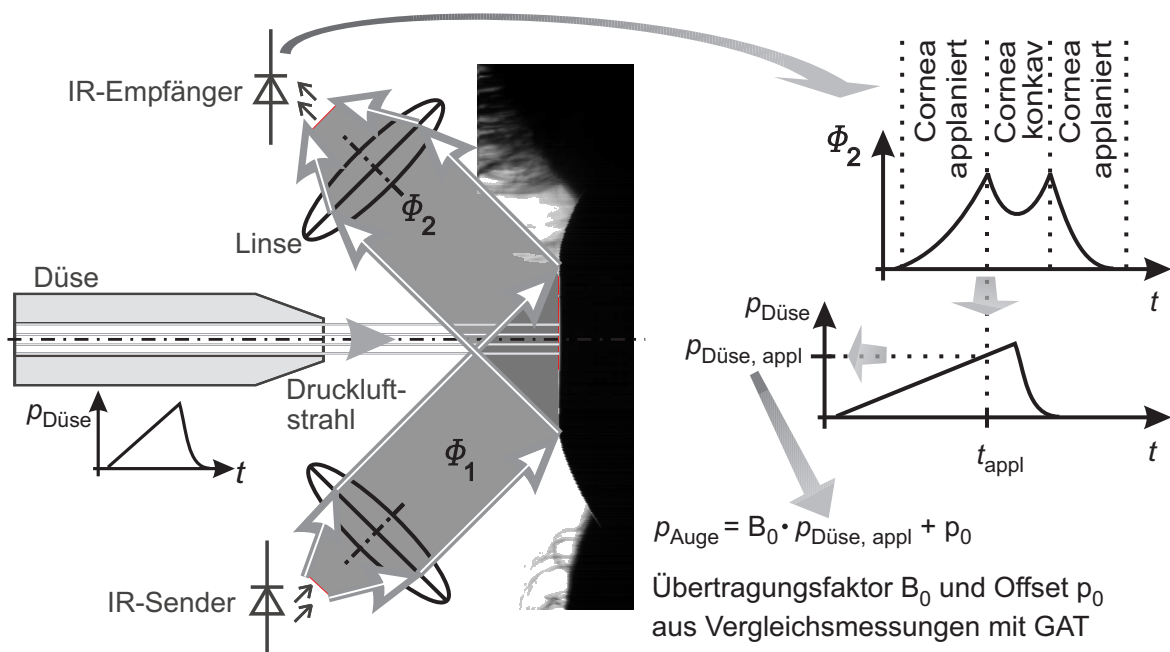


Abb. 3.7: Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie.

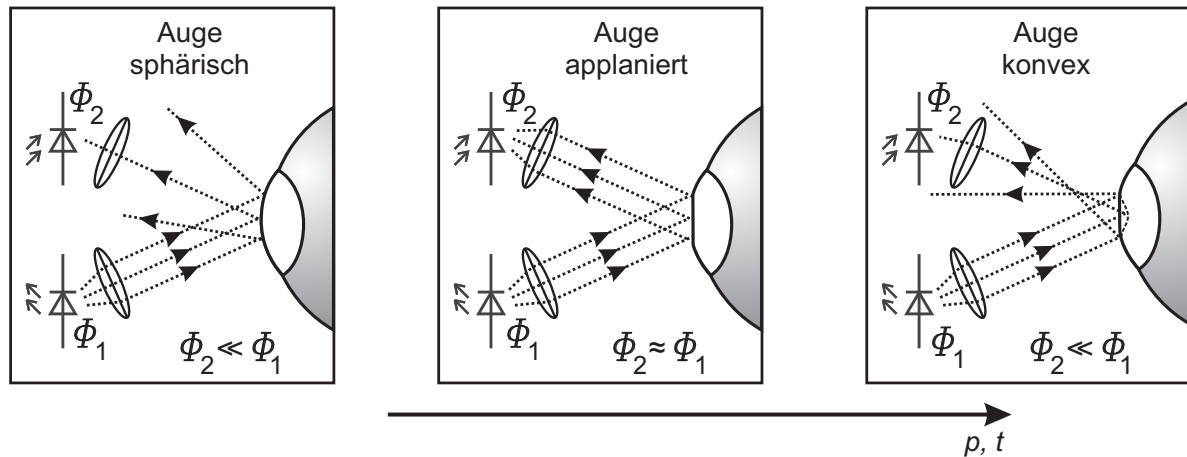


Abb. 3.8: Verformungsabhängige Reflexion des Strahlungsflusses am Auge während der LAT.
Beginnend beim sphärischen Ausgangszustand über die applanierte zur konvexen Form.

gorithmus zur Suche des Maximums im Messsignal des LAT berücksichtigt werden.

Sehr vereinzelt werden auch Komplikationen bei der Anwendung des LAT beschrieben wie z.B. Einlagerung von Luftbläschen in der HH [87] oder eine Netzhautablösung [114]. Diese teils einmalig beschriebenen Ereignisse müssen in Anbetracht der Vielzahl an durchgeführten Messungen pro Tag seit mehreren Jahrzehnten als sehr seltene Ausnahmefälle angesehen werden [137].

Klärung der Begrifflichkeiten NCT und LAT

Die Bezeichnung „Luft-Appplanationstonometer“ wird in der Literatur nicht verwendet. Es werden jedoch eine Vielzahl von schwammigen, teils aber auch irreführenden Bezeichnungen verwendet. Diese Situation gibt Anlass, die Begriffe zu Gunsten einer einheitlichen Bezeichnung zu überdenken. Folgende Varianten sind bekannt:

- **Non-Contact Tonometer (NCT)** Dies ist die Handels-Bezeichnung, die sich aus der berührungslosen Eigenschaft ableitet. Diese Bezeichnung ist weltweit verbreitet und wird auch im deutschsprachigen Raum sehr häufig verwendet. Sie ermöglicht aber keine Abgrenzung zu den zahlreichen neueren kontaktlos arbeitenden Verfahren (s. Abschnitt 3.3), weshalb die Fortführung dieser Bezeichnung nicht sinnvoll erscheint.
- **Luftimpulstonometer** Nach der Bezeichnung „NCT“ ist dies der am häufigsten verwendete deutschsprachige Begriff, der z.B. auch von der PTB [164] genutzt wird. Allerdings ist diese Bezeichnung gegenüber anderen Tonometrieverfahren inkonsistent. „Luftimpulstonometer“ kennzeichnet die Art der Anregung, aber nicht das Messverfahren selbst. Üblich ist die Bezeichnung des Messverfahrens, z.B. Appplanationstonometer und Impressionstonometer (Anhang Abschnitt B.7). Die gleiche Argumentati-

on gilt für die Bezeichnungen „**Luftstoßtonometer**“, „**Luftstrahltonometer**“ [28] und „**Lufttonometrie**“ [84].

- **Luftimpressionstonometer** [30] Diese Bezeichnung ist fachlich nicht korrekt, da es sich um ein Applanations- und nicht Impressionsprinzip handelt.
- **Pneumotonometer** [156] Das Pneumotonometer hat außer der Verwendung von Druckluft nichts mit dem LAT gemeinsam (Erläuterungen s. Anhang Abschnitt B.8).

Nach [29, 20, 122] handelt es sich bei dem Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit um ein Applanationsprinzip, dessen physikalischer Wirkmechanismus in der Veränderung der Hornhautkrümmung bis zur Abplattung liegt. Auch wenn die Verformung noch über die Applanation hinaus zu einer konkaven Form ähnlich der Impressionstonometrie führt, so ist dies nicht mehr Teil der relevanten Messung. Aus o.g. Gründen wird daher vorgeschlagen, gemäß der bereits bekannten Klassifizierung statt der üblichen Bezeichnung Non-Contact Tonometer oder Luftimpulstonometer die einheitliche Bezeichnung „**Luft-Applanationstonometer**“, kurz LAT, zu verwenden. Analog zur „Goldmann-Applanationstonometrie“ wäre auch „Grolman-Applanationstonometrie“ bzw. „Zeiss-Applanationstonometrie“ denkbar, was jedoch deutlich abstrakter und damit weniger aussagekräftig wäre.

Für die Form der mechanisch applizierten Energie wird vorgeschlagen, die Bezeichnung „Luftstrahl“ oder „Druckluftstrahl“ zu verwenden, wie zuletzt DRAEGER [28]. „Luftimpuls“ wäre physikalisch auch korrekt [17], könnte aber auch mit einem technischen Dirac-Impuls infinitesimaler Dauer und unendlicher Amplitude verwechselt werden, der nichts mit der erforderlichen Charakteristik gemeinsam hat. „Preßluftstrahl“ [29] ist aus dem Bereich der Bauwirtschaft vorbelegt und wird allgemein mit sehr hohen Drücken verbunden. Die erheblichen Probleme von [149] zur Erzeugung eines reproduzierbaren und turbulenzarmen Druckluftstrahls für die LAT zeigen, dass dieser Anregungsart eine angemessene Aufmerksamkeit geschenkt werden muss.

Messfehler

Ein Vergleich von drei Gerätegenerationen (folgender Abschnitt) zeigt, dass im Laufe der Jahrzehnte das pneumatische Anregungssignal deutlich turbulenzärmer und vor allem in der Amplitude reduziert wurde. Damit haben sich im Gegensatz zum stationären GAT die durch die Technologie vorgegebenen Messbedingungen verändert. Es ist nicht nur das Empfinden für den Patienten angenehmer geworden, sondern auch die Sensorik wurde in Richtung geringerer Messunsicherheit weiterentwickelt. Allerdings sind technische Details Wettbewerbsvorteil und daher Firmengeheimnis.

Die Messunsicherheit des LAT wird vor allem durch folgende Messfehler hervorgerufen:

1. **Mechanische Eigenschaften der Hornhaut:** Wie bei der GAT spielen auch bei der LAT die mechanischen Eigenschaften der HH eine große Rolle. Auf Grund des dynamischen

Vorgangs sind nicht nur die Eigensteifigkeit der Hornhaut, sondern auch die Effekte wie Dämpfung und Massenträgheit zu betrachten. Details hierzu sind im folgenden Kapitel 4 aufgeführt. Aktuell werden Korrekturfaktoren verwendet, die etwas höher als die der DRESDNER TABELLE sind: $\pm 1 \text{ mmHg}$ pro $\mp 10 \mu\text{m}$ Abweichung von der Hornhautdurchschnittsdicke $510 \mu\text{m}$ [49] sowie $\pm 0,46 \text{ mmHg}$ pro $\mp 10 \mu\text{m}$ Abweichung von der mittleren Hornhautdicke $520 \mu\text{m}$ [180].

2. Die **messbedingte Druckerhöhung** der LAT durch das Applanationsvolumen von ca. $1,6 \mu\text{l}$ (bei einer max. Applanation von $\varnothing 4 \text{ mm}$) und damit weniger als $0,03 \%$ des Augenvolumens ist laut [29] mit weniger als 1 mmHg vernachlässigbar.
3. **Dicke des Tränenfilms:** Es gibt lediglich eine Untersuchung [192] zur Auswirkung von applizierten, künstlichen Augentropfen auf die LAT aus dem Jahr 1976. Es war ein deutlicher Effekt auf den gemessenen IOP bei Applikation von Tränenersatzlösung zu erkennen. Bei einem Tropfen wurde ein im Mittel um $2,9 \text{ mmHg}$ erhöhter IOP gemessen, bei 2 Tropfen $3,5 \text{ mmHg}$ Erhöhung. Es wird keine Aussage über die physiologische Relevanz dieser Flüssigkeitsmenge getroffen oder ein Erklärungsversuch für die Ursache des erhöhten Messwertes aufgeführt. Psychovaskuläre oder psychophysische Effekte werden nicht betrachtet. Aus Sicht des Ablaufs wäre ein reduzierter Messwert dadurch erklärbar, dass die zentral verdrängte und in den Randbereichen aufgestaute Tränenflüssigkeit ein Einknicken der applananierten Hornhaut frühzeitig vortäuscht. Dies widerspricht jedoch dem beschriebenen Effekt. Eine Erklärung für diesen Widerspruch kann gegenwärtig nicht gefunden werden. Artefakte sind nicht auszuschließen.

Die Messunsicherheit wird für alle Tonometerarten mangels nicht-invasiver Alternativen auf das GAT bezogen. Tabelle 3.1 gibt einen Überblick zu beispielhaft ausgewählten Messreihen zur Messunsicherheit der LAT im Vergleich zu GAT. Rein statistisch gesehen liegen die Ergebnisse von GAT und der neueren Generationen der LAT kaum auseinander. Üblicherweise wird die einfache Standardabweichung σ angegeben. Der internationale Standard für Augentonometer (ISO 8612 [22]) fordert eine max. Grenzabweichung von $\pm 5 \text{ mmHg}$ für 95% aller Messwerte, also $1,96 \cdot \sigma$. Das bedeutet, eine Standardabweichung größer $2,55 \text{ mmHg}$ bzw. mehr als 5% der Messwerte außerhalb der Grenzabweichung $\pm 5 \text{ mmHg}$ verletzt die normativen Forderungen an die Messunsicherheit. Wie aus Tabelle 3.1 ersichtlich, ist dies sowohl bei dem LAT als auch beim GAT bei verschiedenen Autoren mehrfach der Fall. Da alle Geräte eine Zulassung besitzen, sind auch Anwendungsunterschiede nicht auszuschließen.

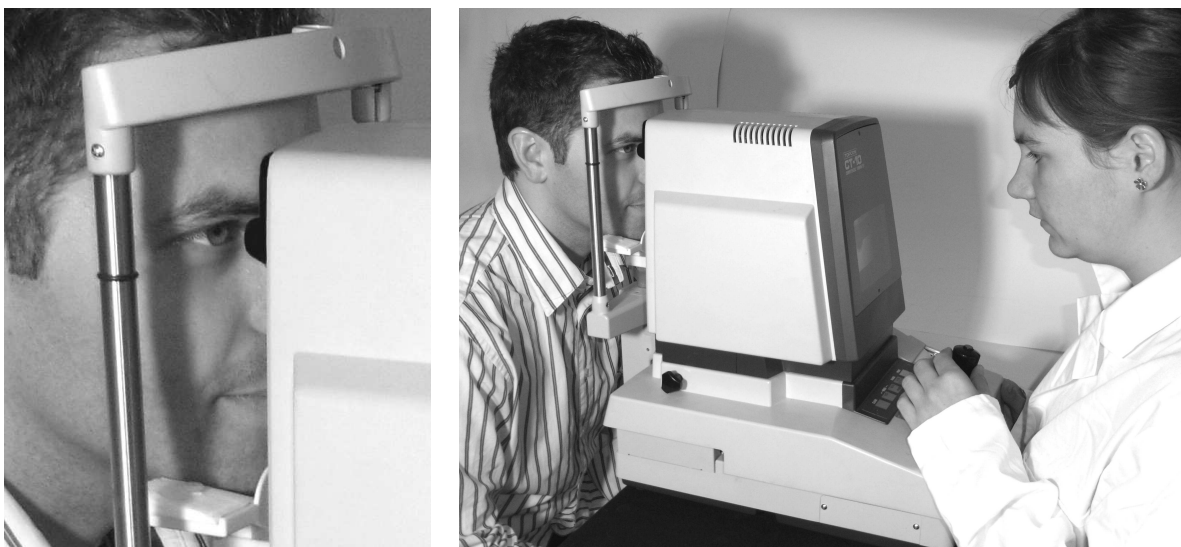
Anzumerken ist, dass das Gerät NT-4000 von Nidek eine Pulssynchronisation besitzt, die eine IOP-Schwankung von bis zu 2 mmHg eliminieren soll (Abschnitt 3.1). Trotzdem ist die Standardabweichung gegenüber den übrigen Geräten keineswegs reduziert. Der Puls scheint also keine entscheidende Einflussgröße zu sein.

Tabelle 3.1: Übersicht einiger ausgewählter Vergleichsmessungen zwischen Tisch-LAT und GAT

| <i>Gerät</i> | <i>Anzahl der vermessenen Augen</i> | $\overline{IOP}_{LAT} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{LAT} /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{GAT} /mmHg | <i>Quelle</i> |
|-------------------------------|---|--|--|--|---------------|
| Nidek NT-2000 (Bj. ca. 1996) | 21 | - 1,9 | 2,4 | 2,3 | [102] |
| Nidek NT-4000 (Bj. ca. 2005) | 21 | + 0,1 | 2,6 | 2,3 | [102] |
| Reichert AT550 (Bj. ca. 2002) | 35 | + 0,12 | 2,08 | 2,2 | [76] |
| Topcon CT-80 (Bj. ca. 2001) | 60 | - 0,2 | 2,94 | 2,74 | [143] |
| Canon TX-10 (Bj. ca. 2002) | 649 | + 0,2 | 2,7 | 2,9 | [156] |

Stationäre Luft-Appplanationstonometer

1983 wurde in Deutschland das erste Tisch-LAT in Form des NCT II der Firma Reichert durch die PTB zugelassen. Vier weitere Mitbewerber teilen sich den Markt in vergleichbaren Anteilen auf [158]: Reichert (USA), Topcon (Japan), Canon (Japan), Nidek (Japan) und Keeler (GB). Die ersten vier Unternehmen bieten Tisch-Geräte an, die sich in den technischen Daten und Funktionalitäten recht ähnlich sind (Abb. 3.9). Lediglich die Fa. Keeler verwendet ein Handteil, das über einen Schlauch mit einem Basisteil zur Druckluftherzeugung und Auswertung verbunden ist (Details s. Anhang Abschnitt B.3).

**Abb. 3.9:** Beispielhafte Abbildung des Tisch-LAT CT-10 der Fa. Topcon mit Bediener und Patient.

Für einen erhöhten Patientenkomfort wird die erste Messung mit einem reduzierten Strömungsdruck durchgeführt. Bei höherem IOP wird der Druck in einem zweiten Durchgang

erhöht. Nach mündlicher Auskunft ist die Fa. Reichert der einzige Anbieter, der den Druckluftstrahl bei Erreichen der Applanation sofort abschaltet. Die Auswirkung dieses Vorgehens erscheint in Anbetracht der Trägheit des mechanisch-akustischen Systems vernachlässigbar und eher aus Sicht des Marketings interessant. Gleiches gilt für die Aussage, dass der Druckluftstrahl von Gerätegeneration zu Gerätegeneration „weicher denn je“ geworden ist. Eigene Vergleichsmessungen (Abb. 3.10) zeigen, dass der versprochene exponentielle Druckanstieg kaum ausgeprägt ist, dafür aber der maximale Druck von 156 mbar (Bj. 1980) um mehr als die Hälfte auf 75 mbar (Bj. 2001) gesunken ist. Diese Tatsache dürfte einen deutlich größeren Einfluss auf das subjektive Patientenempfinden ausüben als eine leichte Nichtlinearität. Der Vergleich der Flankensteilheit des Druckes dp/dt lässt trotz zunehmender Erfahrung der Hersteller keine Tendenz erkennen.

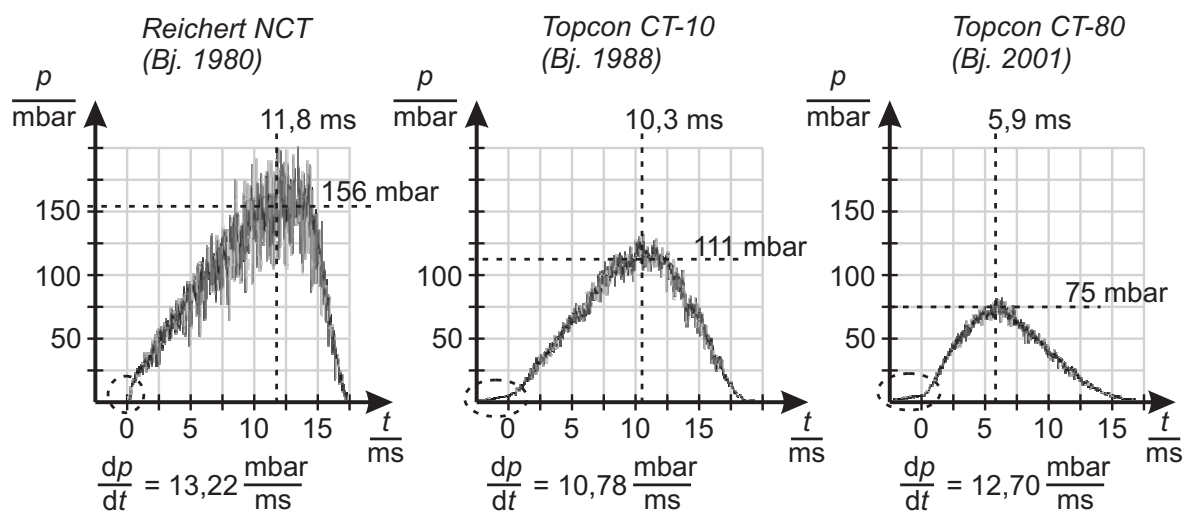


Abb. 3.10: Vergleich des Strömungsdruck-Verlaufs verschiedener LAT-Gerätegenerationen.
Das verwendete Messsystem wird in Abschnitt 7.2.1 vorgestellt

Einen interessanten Ansatz verfolgt die Fa. Reichert mit dem Ocular Response Analyzer (ORA), der den IOP unabhängig von den biomechanischen Eigenschaften der HH bestimmen soll. Dieses Gerät erzeugt nicht nur eine definiert steigende Flanke des Strömungsdrucks, sondern auch einen definierten Druckabfall. Dadurch soll der zweite Peak im reflektierten Strahlungsfluss (Abb. 3.11) auch unter mechanischer Belastung aufgenommen werden. Aus der Differenz der unterschiedlichen Peak-Zeitpunkte wird auf die biomechanischen Eigenschaften geschlossen. Hierbei dürfte es sich im Wesentlichen um die von der Dicke der Kornea abhängige Dämpfung handeln. Die Aussage von [118], dass die Viskoelastizität der HH an diesem Vorgang von wenigen Millisekunden Dauer beteiligt ist, widerspricht jedoch den bekannten viskoelastischen Zeitkonstanten von einigen Minuten (s. Abschnitt 4.2). Der empirische Ansatz konnte nur durch eine Vielzahl von Probandenmessungen realisiert werden. Es existieren Vergleiche mit GAT, die eine Unabhängigkeit von Hornhautdicke und -geometrie aufzeigen [129]. Die Standardabweichung ist trotz des neuartigen Verfahrens mit der her-

kömmlicher LAT vergleichbar (Tabelle 3.2). Die Aussagekraft des Vergleichs mit GAT ist jedoch begrenzt. Invasive bzw. intra-okulare Vergleichsmessungen als unbeeinflusste Referenz sind nicht bekannt. Die Interpretation dieser Messung des „wahren IOP“ birgt jedoch

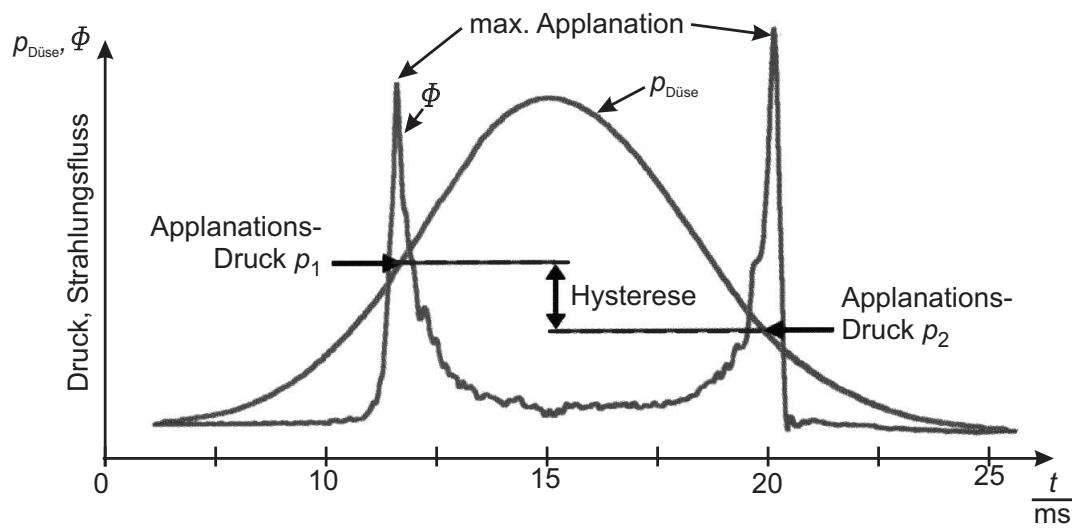


Abb. 3.11: Prinzip der Hysteresemessung des Ocular Response Analyzer ORA, Fa. Reichert [118].

Tabelle 3.2: Vergleichsmessungen zwischen LAT-ORA und GAT

| Gerät | Anzahl der vermessenen Augen | $\overline{IOP}_{LAT} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | Std.Abw. σ_{LAT} /mmHg | Std.Abw. σ_{GAT} /mmHg | Quelle |
|-----------------------------|------------------------------|---|-------------------------------|-------------------------------|--------|
| Reichert ORA (Bj. ca. 2004) | 153 | - 0,07 | 2,77 | k.A. | [129] |

ein deutliches Problem. Das gesamte Behandlungssystem ist auf GAT- und LAT-Werte abgestimmt. Die Diskussionen [172] auf den ophthalmologischen Fachkongressen gehen daher sogar so weit, dass eine Umrechnung der ORA-Werte in GAT-Werte gewünscht wird. Dies zeigt sehr deutlich das breite Spektrum an unterschiedlichen Aspekten, die bei der IOP-Messung, insbesondere auch bei der Etablierung neuer Messverfahren, berücksichtigt werden müssen. Es geht nicht einzig um die Bestimmung eines Messwertes mit geringer Abweichung vom wahren Wert, sondern auch um Gewohnheiten, Interpretations- bis hin zu Abrechnungsmöglichkeiten der anwendenden Augenärzte.

Mobiles Luft-Appplanationstonometer

Reichert festigt seine Rolle als Pionier mit der Markteinführung (2003) des ersten handgehaltenen Luft-Appplanationstonometers (Abb. 3.12). Dieses wird durch einen Arzt bedient, der durch ein Okular das Auge des Patienten anpeilt. Durch richtungsweisende, eingeblendete Pfeile wird der Anwender zur korrekten Messposition dirigiert (Details im Anhang Abschnitt B.4).

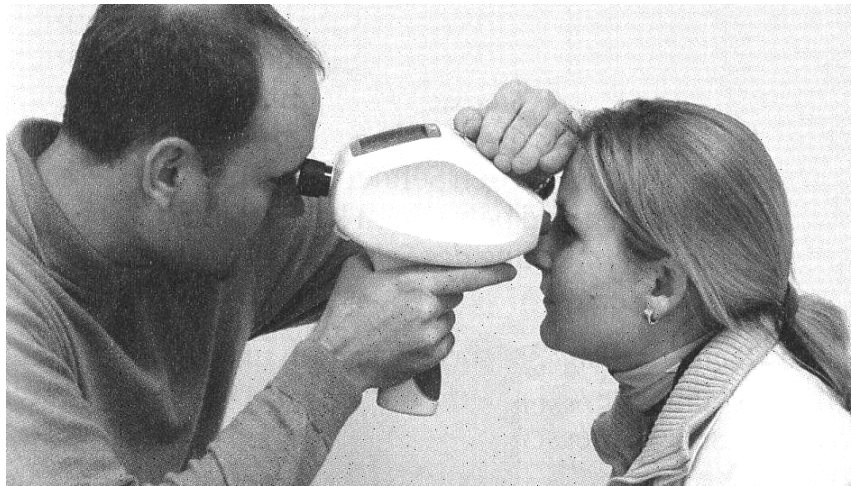


Abb. 3.12: Anwendung des handgehaltenen Luft-Appplanationstonometers PT-100, Fa. Reichert [104].

Das Dirigieren des Anwenders stellt in der Praxis die größte Herausforderung und Quelle für Messfehler dar, da das Verwackeln von Patient und Anwender schwierig zu unterdrücken ist. Auffällig ist laut [28] die große Streubreite des PT-100 bis 10 mmHg, die auf Positionierungsprobleme zurückzuführen sein könnte. Eine weitere deutlich positivere Validierung ist in Tabelle 3.3 aufgeführt.

Tabelle 3.3: Übersicht ausgewählter Vergleichsmessungen zwischen Hand-LAT PT-100 und GAT

| <i>Gerät</i> | <i>Anzahl der vermessenen Augen</i> | $\overline{IOP}_{LAT} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{LAT} /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{GAT} /mmHg | <i>Quelle</i> |
|-----------------|---|--|--|--|---------------|
| Reichert PT-100 | 52 | - 0,4 | 2,6 | 2,67 | [134] |
| Reichert PT-100 | k.A. | k.A. | $s \leq 10$ | k.A. | [28] |

3.2.3 Dynamic-Contour-Tonometer (DCT)

Messverfahren

Die Fa. SMT als Hersteller des Pascal Dynamic-Contour-Tonometers gibt an, mit diesem Tonometer den IOP unabhängig von den mechanischen Eigenschaften der HH zu bestimmen. Es verwendet für die Tonometrie einen konkaven Stempel mit einem Durchmesser von 7 mm und einem Krümmungsradius von 10,5 mm. Dieser Radius entspricht der Geometrie einer unbelasteten Hornhaut, wie sie z.B. bei einer Hornhauttransplantation zu messen ist. Der Kontakt zwischen Stempel und Hornhaut ist also nicht eben bzw. applaniert, sondern die Hornhaut behält während der Messung annähernd ihren anatomischen Krümmungsradius von ca. 7,8 mm bei (Abb. 3.13) [84].

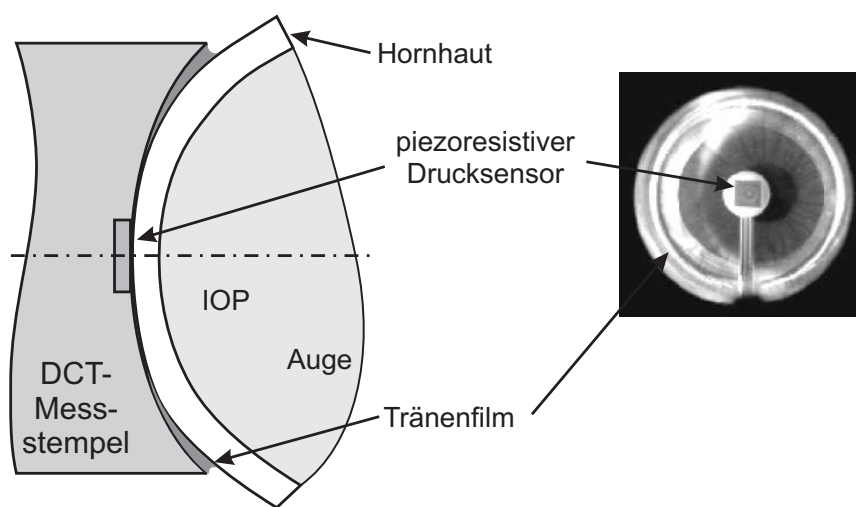


Abb. 3.13: Messstempel der Direct Contour Tonometry (nach [84]).

Zur Messung wird der Stempel mit einer Kraft von 9,81 mN auf die HH gedrückt. Im Zentrum des Stempels ist ein miniaturisierter piezoresistiver Drucksensor eingelassen, der den Druck der Hornhaut auf den Sensor misst. Im gesunden Auge erzeugt die pulsbedingte Durchblutungsschwankung im Auge eine Oszillation des IOP um ca. 4 mmHg, die sog. okuläre Pulsamplitude [73]. Die Verwendung des piezoresistiven Drucksensors im DCT ermöglicht eine kontinuierliche Messwertaufnahme, in diesem Fall über 10 s, und eine anschließende Beurteilung des IOP. Eine Signalverarbeitung bestimmt einen gewichteten Mittelwert und beurteilt die Qualität der Messung anhand der Reproduzierbarkeit der Oszillationen.

Den Ansatz dieses Verfahrens bildet die Hypothese, dass die geringfügige Reduzierung des Krümmungsradius der HH dieselbe in einen spannungsfreien Zustand bringt [84]. Der Druck im Inneren des Auges soll ohne Energieverlust auf die äußere bzw. die Messseite übertragen werden [55]. Was in der Argumentation nicht beachtet wird, ist, dass bei einem äußerlichen Gleichgewichtszustand die inneren Spannungen selten gleich Null sind.

Zusätzlich wird die Vordehnung der Hornhaut total vernachlässigt. Es lässt sich leicht zeigen, dass die Hornhaut in dem üblichen Arbeitspunkt von ca. 15 mmHg bereits um 0,42 % [71] bis 7,6 % [115] gedehnt ist (Anhang Teil B.5, Details zur Mechanik s. Abschnitt 4.2). Das Aufsetzen des Stempels führt unter sehr vorsichtigen Annahmen zu einer Reduzierung der Dehnung um maximal 0,34 %. Dadurch ist die Hornhaut auch bei aufgesetztem Stempel noch gedehnt. Der Erklärungsversuch des mechanischen Ansatzes einer vollständig entlasteten Hornhaut ist daher in Frage zu stellen. Es scheint eher eine gut funktionierende Abwandlung des Tonopens (Abschnitt B.6) als ein Verfahren zu sein, dass die Hornhaut vollständig entlastet. Dies alles ändert nichts an der Tatsache, dass es sich um einen innovativen und gut funktionierenden Ansatz handelt.

Messfehler

Einen großen Vorteil besitzt das DCT durch die Unabhängigkeit seines Messwertes von Hornhautdicke (CCT) und -krümmungsradius [161], insbesondere bei dünnen Hornhäuten im Vergleich mit GAT [25]. Die Beurteilung eines Messverfahrens, das nach Entwicklerangaben den „wahren IOP“ misst, kann aus messtechnischer Sicht nicht mit einem fehlerbehafteten Verfahren wie der GAT validiert werden. Es bleiben nur intraokulare Messungen, vorzugsweise in vivo. Hierzu sind jedoch keine Untersuchungen bekannt. Trotzdem werden Vergleiche mit GAT durchgeführt (Tabelle 3.4), die zumindest eine hohe Reproduzierbarkeit zeigen. DRAEGER [28] stellt im Widerspruch zu anderen Autoren auf Grund von mehr als 5 % Messabweichung größer 5 mmHg eine Verfehlung der ISO 8612 fest. Nach mündlichen Aussagen bedarf es bei dem DCT, vergleichbar mit dem GAT, einiger Übung, um den Sensor exakt und symmetrisch zu belasten. Die kleine Messfläche soll empfindlich gegenüber Querbewegungen sein.

Tabelle 3.4: Vergleichsmessungen zwischen DCT und GAT

| <i>Gerät</i> | <i>Anzahl der vermessenen Augen</i> | $\overline{IOP}_{DCT} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{DCT} /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{GAT} /mmHg | <i>Quelle</i> |
|-----------------|-------------------------------------|--|--|--|---------------|
| SMT DCT | 16 (in vitro) | + 4,2 | 0,98 | 2,98 | [84] |
| SMT DCT | | | | | [25] |
| CCT = 491±19µm) | 25 | + 2,7 | 1,8 | 1,8 | |
| CCT = 552±16µm) | 25 | + 0,1 | 1,7 | 1,6 | |
| CCT = 615±22µm) | 25 | 0 | 1,8 | 1,9 | |
| SMT DCT | 16 | + 1,7 | 0,53 | 0,7 | [163] |

In Anbetracht der auf die Messwerte des GAT ausgerichteten Glaukom-Behandlung werden beim DCT die gleichen Diskussionen über den medizinischen Nutzen der Messung eines „wahren IOP“ geführt wie beim LAT-ORA (Abschnitt 3.2.2) [172]. Das Interesse wissenschaftlich orientierter Ärzte scheint daher primär bei reproduzierbaren Messwerten zu liegen, die mit bestehenden Anschauungen möglichst kompatibel sind.

3.2.4 Impedanz-Handtonometer zur Anwendung an der Kornea

Messverfahren

Das Handtonometer iCare der Fa. Tiolat arbeitet nach dem Prinzip des Rückstoßes eines kleinen Stößels. Er weist eine Länge von 50 mm und einem Durchmesser von 1 mm auf und trägt an der Spitze eine kleine Kunststoffkugel mit einem Durchmesser von 1,4 mm (geschätzte Masse: max. 0,25 g). Ein Teil des Stößels wird von einer Spule umschlossen. Bei Anwendung des Geräts wird nach Einlegen des ferromagnetischen Stößels zunächst dessen hinterer Teil im Gerät magnetisiert. Dieser Magnetkreis dient gleichzeitig zur Beschleunigung des Stößels in Richtung Hornhaut (Abb. 3.14). Beim Auftreffen des Stößels auf die Hornhaut wird dieser

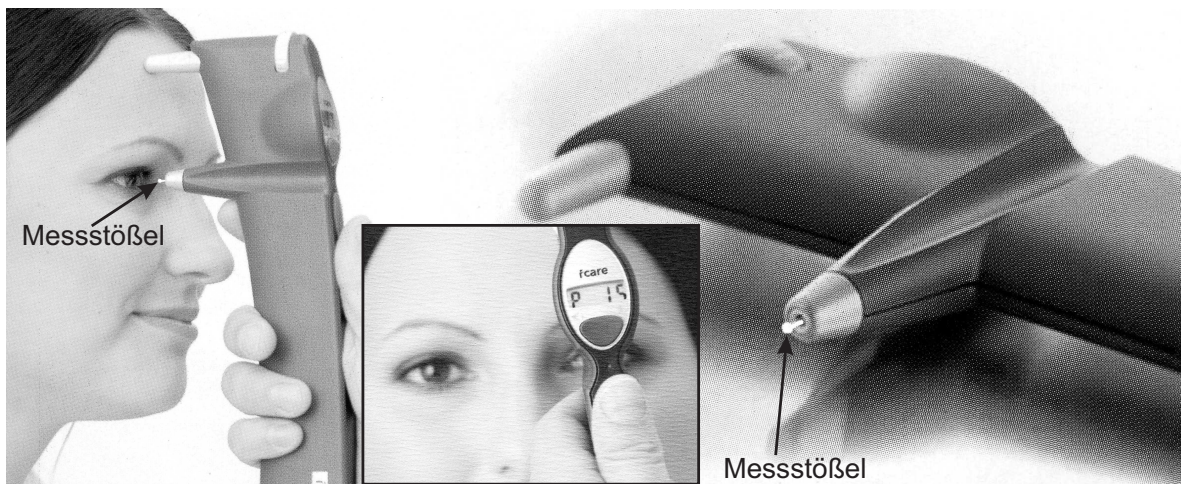


Abb. 3.14: Anwendung des handgehaltenen Tonometers iCare, Fa. Tiolat.

abgebremst. Das Ende des Stößels befindet sich immer noch innerhalb der Spule, so dass der vormagnetisierte Stößel nach dem FARADAY'schen Gesetz eine Induktionsspannung proportional zur zeitlichen Änderung des magnetischen Flusses erzeugt (Gl. (3.2)):

$$u_i = -N \frac{d\Phi}{dt} \quad (3.2)$$

mit $u_i \equiv$ Induktionsspannung, $N \equiv$ Windungszahl der Spule, $\Phi \equiv$ magn. Fluss

Der Entwickler KONTIOLA [92] trifft keine Aussage, ob die Flanke, die Dauer oder das Minimum des Signals ausgewertet wird (Abb. 3.15), es sollte die Amplitude des Minimums sein.

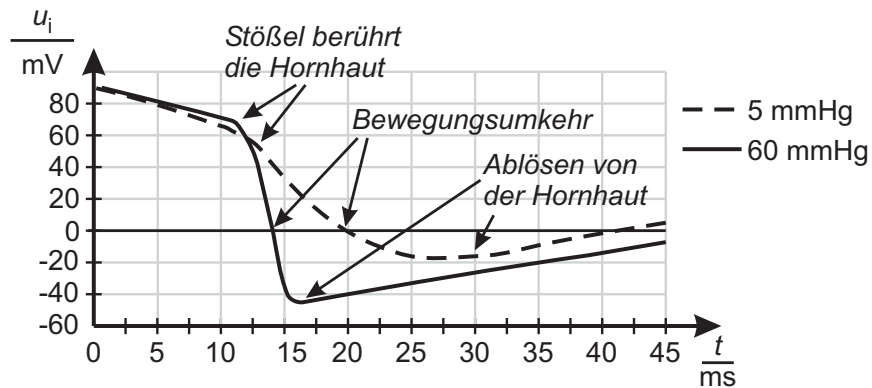


Abb. 3.15: Vom Stößel erzeugte Induktionsspannung des Tonometers iCare (nach [92]).

Messfehler

Bei Betrachtung des Konzeptes und der Anwendung ergeben sich folgende Kritikpunkte:

- Wie in Abb. 3.14 ersichtlich, besitzt das Konzept trotz des neuartigen Ansatzes einen entscheidenden Nachteil: das Auge bzw. die Pupille kann vom Anwender nicht direkt anvisiert werden, da es vom Gerät verdeckt wird. Dies führt zu nicht reproduzierbaren Messpositionen, die mit hoher Wahrscheinlichkeit auch nicht senkrecht auf der Hornhautoberfläche stehen. Dadurch reduziert sich die wirkende Gegenkraft um den Cosinus des Winkelversatzes. Gleichzeitig erfährt der Stößel eine Kraft in radialer Richtung, die zu erhöhter Reibung in seiner Lagerung und damit einer Verminderung des mechanischen Impulses führt.
- Neben der fehlenden Möglichkeit eines direkten Zielens auf die Pupille ist grundsätzlich auch die Positioniergenauigkeit des Anwenders begrenzt und führt zu weiteren Toleranzen in der Messposition.
- Die Tränenflüssigkeit erzeugt eine Adhäsionskraft auf den Stößel [28]. Tagesformabhängige Eigenschaften in der Viskosität sind nicht auszuschließen (s.a. Abschnitt 6.3.3).
- Vergleichbar mit dem GAT und insbesondere LAT ist eine Abhängigkeit von den mechanischen Eigenschaften der HH zu erwarten.

Der Hersteller gibt zur Mittelung der zufälligen Einflüsse an, mindestens 6 mal an einem Auge zu messen. In [28] wird auf Grund von mehr als 5 % Messabweichung größer 5 mmHg eine Verfehlung der ISO 8612 festgestellt. Tabelle 3.5 gibt eine Übersicht von Validierungen. Die Standardabweichung erscheint erstaunlich niedrig in Anbetracht der Tatsache, dass ein direktes Anvisieren des Messortes für eine reproduzierbare Messung nicht möglich ist.

Tabelle 3.5: Vergleichsmessungen zwischen Tiloat iCare und GAT

| Gerät | Anzahl der vermessenen Augen | $\overline{IOP}_{iCare} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | Std.Abw. σ_{iCare} /mmHg | Std.Abw. σ_{GAT} /mmHg | Quelle |
|--------------|------------------------------------|--|---------------------------------------|-------------------------------------|--------|
| Tiolat iCare | 46 | + 1,34 | 2,53 | 2,33 | [34] |
| Tiolat iCare | 178 | - 0,1 | 2,65 | 2,91 | [14] |

3.2.5 Impedanz-Handtonometer zur Anwendung am Lid

Messverfahren

Das Impedanz-Handtonometer DIATON (früher als TGDc-01 PRA bezeichnet) der Firma Ryazan arbeitet wie das iCare nach dem Rückstoßprinzip, jedoch durch das Augenlid hindurch (transpalpebral). Ein direkter Kontakt mit der Hornhaut wird vermieden und die Infektionsgefahr reduziert. Zur Verformung des Auges fällt aus ca. 10 cm Höhe eine Masse von 1 g translatorisch geführt auf das Augenlid (Abb. 3.16). Zur Anwendung muss der Patient in

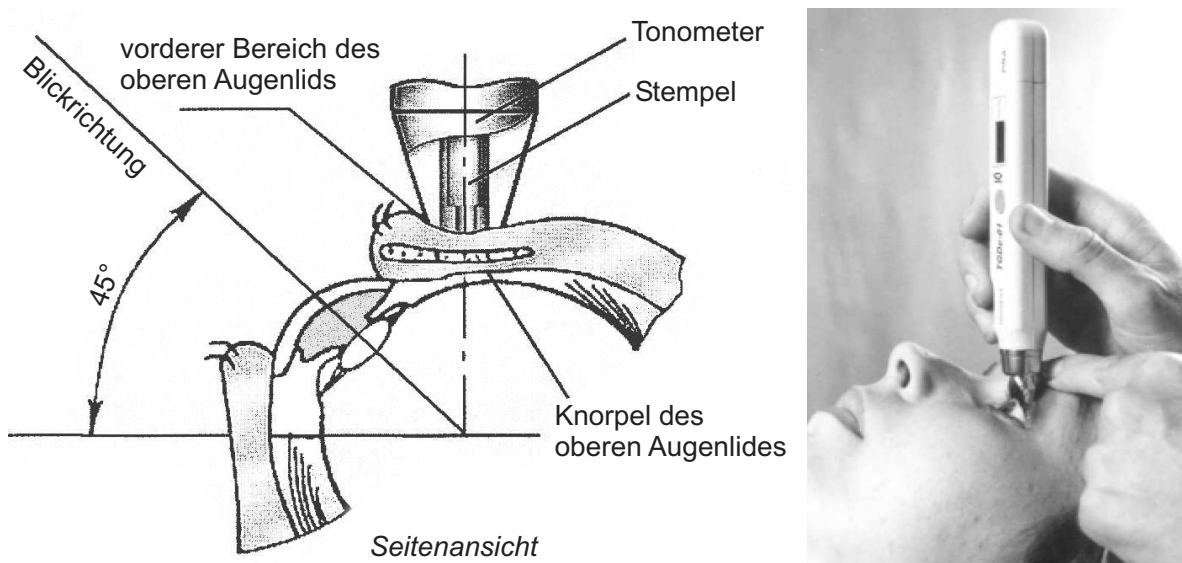


Abb. 3.16: Anwendung des transpalpebralen Handtonometers DIATON, Fa. Ryazan [134, 103].

einem 45°-Winkel nach oben blicken. Der Anwender setzt das Gerät auf dem knorpeligen Teil des Augenlids auf und löst die Messung aus. Ein kleiner Stift überträgt den Impuls der fallenden Masse auf das Lid. Die Auswertung dürfte ähnlich dem iCare ablaufen. Details sind nicht veröffentlicht. Weitere Abwandlungen dieses Verfahrens sind in [193] zu finden.

Messfehler

Der Vergleich mit dem GAT ist in Tabelle 3.6 aufgeführt. In [103] wird auf Grund zu hoher Messabweichung von einer klinischen Nutzung abgeraten, insbesondere bei pathologischen Fällen. Wie bei allen neueren Tonometern stellt [28] auf Grund von mehr als 5 % Messabweichung größer 5 mmHg eine Verletzung der ISO 8612 fest.

Tabelle 3.6: Vergleichsmessungen zwischen TGDc-01 PRA (DIATON) und GAT

| <i>Gerät</i> | <i>Anzahl der vermessenen Augen</i> | $\overline{IOP}_{iCare} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{iCare} /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{GAT} /mmHg | <i>Quelle</i> |
|--------------|---|--|--|--|---------------|
| TGDc-01 | 185 | + 1,49 | 2,78 | 0,97 | [103] |
| TGDc-01 | 58 | + 2,74 | 4,19 | 3,04 | [45] |
| TGDc-01 | 52 | - 0,82 | 2,9 | 2,67 | [134] |

3.2.6 Druckphosphen-Selbsttonometer

Messverfahren

Das Druckphosphen Selbsttonometer „Proview Phosphene“ des Pharmakonzerns Bausch&Lomb nutzt einen Effekt, der bereits 1825 von PURKINJE beschrieben wurde. Druckphosphene können z.B. durch eine Kompression der Lederhaut durch das obere Lid hindurch ausgelöst werden. Die Verformung des Augapfels führt zu einer Reizung der Netzhaut, die in Form blauweißlicher Ringe gegenüber der Impressionsstelle wahrgenommen wird. Als Entstehungsort der Phosphene in der Netzhaut werden die Bipolarzellen oder Teile der Zapfen und Stäbchen vermutet [130].

Das Proview Selbsttonometer nutzt diesen Effekt als Federdrucktonometer mit einem Stempel von ca. 3 mm Durchmesser. Die Messung erfolgt durch das Augenlid und erfordert daher keine Anästhesie (Abb. 3.17). Auf Grund des begrenzten Messbereichs von 10 bis 40 mmHg kann das Proview in dieser Form nicht auf dem europäischen Markt angeboten werden, auch wenn diese Messspanne für die Selbsttonometrie ausreichend wäre. Die ISO 8612 fordert einen Messbereich bis 50 mmHg.

Zur Anwendung legt der Patient den Messstempel auf das obere Augenlid, blickt nach unten und erhöht den Druck des Stempels auf den Augapfel. Bei Wahrnehmung der Phosphene wird das Tonometer vom Lid entfernt und der aufgebrachte Druck an der in mmHg kalibrierten Skala abgelesen. Die subjektive, zu erlernende Wahrnehmung der Druckphosphene er-

fordert teils eine Übungsphase von mehreren Tagen [130]. Dementsprechend unsicher fallen die Messergebnisse aus (Tabelle 3.7), so dass ein praktischer Einsatz wohl nicht in Betracht kommt [28].

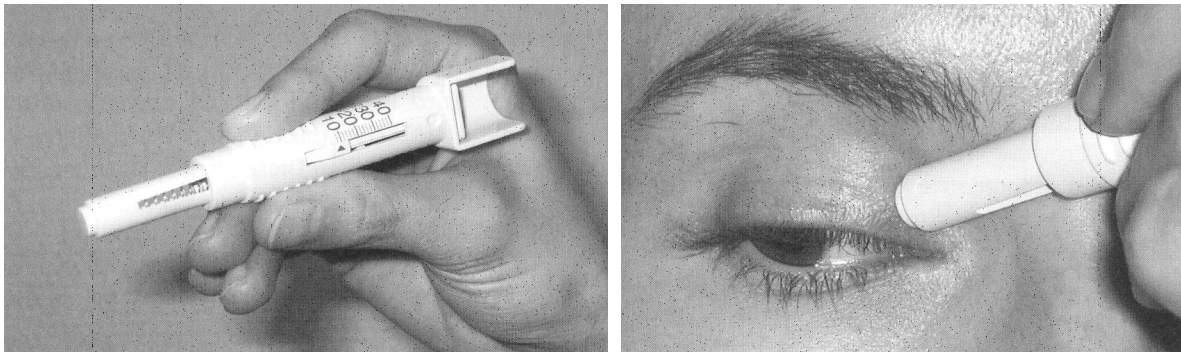


Abb. 3.17: Handhabung und Anwendung des Proview Selbsttonometers [130].

Tabelle 3.7: Vergleichsmessungen zwischen Proview-Phosphene und GAT

| <i>Gerät</i> | <i>Anzahl der vermessenen Augen</i> | $\overline{IOP}_{iCare} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{iCare} /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{GAT} /mmHg | <i>Quelle</i> |
|---------------------------------------|---|--|--|--|---------------|
| Proview Phosphene | 150 | + 6,7 | 4,2 | 2,8 | [130] |
| Proview Phosphene (Kraftmessungen) | 58 | + 2,74 | 4,19 | 3,04 | [126] |
| Proview Phosphene | k.A. | + 20 - -24 | k.A. | k.A. | [28] |

3.3 Forschungsprojekte

3.3.1 Bestimmung des IOP aus dem Schwingungsverhalten des Auges

Die ersten Versuche aus der Resonanzfrequenz des Auges auf den IOP zu schließen wurden bereits 1962 [69] unternommen. Viele weitere [30, 33, 41, 62, 68, 69, 145, 149, 173, 193] folgen teils mit unterschiedlichen Ansätzen zu Anregung und Messgröße bzw. Messort. WOLL [193] von der TH Darmstadt versucht erstmals den IOP durch das Augenlid hindurch zu messen, allerdings mit mäßigem Erfolg. Er bestimmt in FEM-Simulationen Resonanzfrequenzen im Bereich von ca. 20 bis 480 Hz der vielen am Auge beteiligten und benachbarten, teils anisotropen Gewebeschichten. Er selbst stellt das Modell in Frage. Weitere Autoren zeigen absolut unterschiedliche Resonanzfrequenzen wie auch IOP-Abhängigkeiten im Bereich von 30 bis 850 Hz [69].

Umfangreiche Aktivitäten erfolgen am Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV) der TH Karlsruhe. Im Rahmen des BMBF-Verbundprojekts MIOPTO (Mikrooptisches Tonometer) [66] legen DRESCHER [30] und GUNDLACH [62] die Grundlagen für eine akustische Anregung des Auges und optische Erfassung der Hornhautschwingungen. In [30] werden mit FEM-Modellen Resonanzfrequenzen im Bereich von 100 bis 500 Hz simuliert, deren Verschiebung besonders für höhere Moden mit bis zu 1,8 Hz/mmHg am deutlichsten ausgeprägt ist (Abb. 3.18).

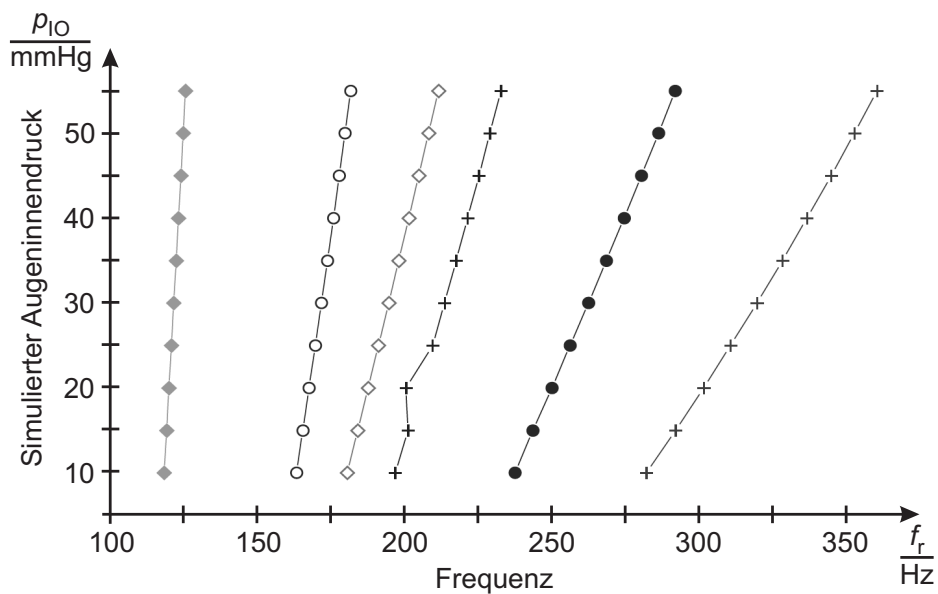


Abb. 3.18: FEM-simulierte Abhängigkeit der Resonanzfrequenzen des Auges vom IOP [30].

Messungen an Schweineaugen ergaben für medizinische Anwendungen eine zu große Standardabweichung von ca. 4,5 mmHg. Die sehr geringe Schwingungsamplitude der Hornhautoberfläche im μm und sub- μm -Bereich [30] erfordert eine sehr präzise und konstante Po-

sitionierung, wie auch eine entsprechend empfindliche Oberflächenerfassung. In [62] wird ein entsprechender interferometrischer Aufbau vorgestellt (Abb. 3.19), mit einer Positionsauflösung von $15\text{ }\mu\text{m}$ in horizontaler und vertikaler Richtung und $20\text{ }\mu\text{m}$ in axialer Richtung. Die Oberflächenschwingungen werden an Hand der Interferenzmuster über eine CMOS-Kamera erfaßt.

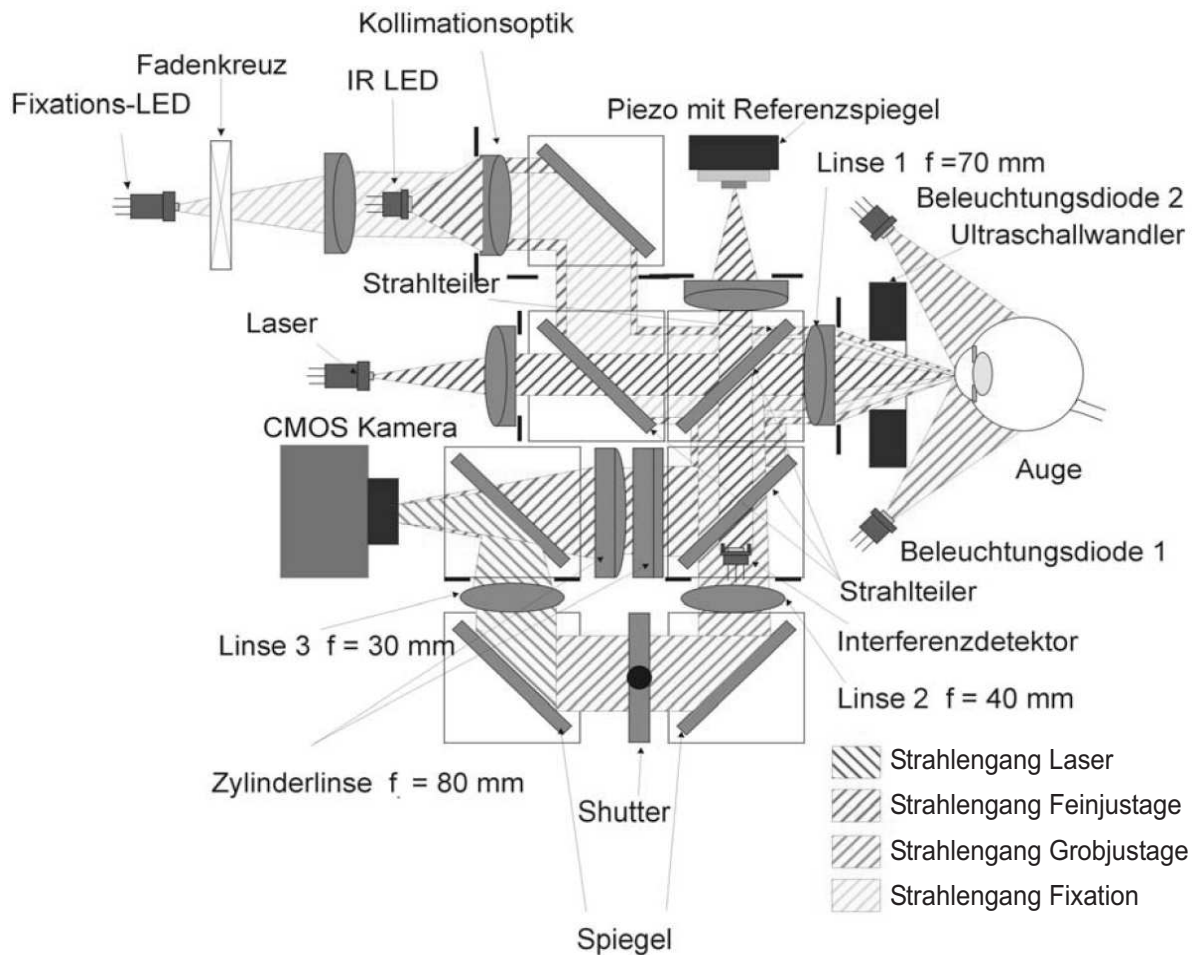


Abb. 3.19: Messsystem zur kamerabasierten dreidimensionalen Justage des MIOPTO-Tonometers und interferometrischer Erfassung der Hornhautschwingungen [69].

Verschiedene Anregungseinheiten mit Trägern im Schall und Ultraschallbereich werden insbesondere von [69] untersucht, die Entscheidung fällt letztlich auf eine Ultraschallanregung, die trotz hohen Aufwandes erfolgreich realisiert wird. Alle Untersuchungen erfolgen theoretisch oder in vitro. Kritisch sind zu erwartende Schalldruckschwankungen der stehenden US-Welle am Messobjekt durch Änderungen von Umgebungs-Temperatur und -Luftfeuchtigkeit. Einzig HEY [69] kann eine angemessene US-Anregungseinheit vorweisen und damit zwei Messungen in vivo durchführen, jedoch mit gravierendem Urteil: die Justage des Auges im μm -Bereich ist sehr aufwendig und im praktischen Alltag auf Grund der Sak-

kaden des Auges kaum realisierbar. Daher schlägt er einen neuen Ansatz vor: die Messung der Oberflächenschwingung der Hornhaut, die durch pulsbedingte IOP-Schwankungen verursacht wird. Hieraus ist ein weiterführendes, BMBF-gefördertes Projekt PhMon (Personal Health Monitoring) [173] entstanden. Gewählt wurde der Ansatz, statt den Augeninnendruck die Durchblutung der Netzhaut des Auges zu messen, da dies eine aussagekräftigere Größe für die Glaukomdiagnose ist. Diese Überlegung ist grundsätzlich richtig. Die Umsetzung an Hand der Messung der Oberflächenschwingung der Hornhaut lässt jedoch nur eine integrale Aussage über das gesamte Auge zu, dessen Nutzen an dieser Stelle nicht abschließend geklärt werden kann. Denn von besonderem Interesse ist vor allem die Durchblutung im Bereich der Makula (Großraum der Fovea centralis). Dieser Bereich kann an Hand des Pulsierens des IOPs nicht von den zahlreichen weiteren Gefäßen, insbesondere der volumenmäßig deutlich überwiegenden Choroidea, differenziert werden.

Mit dem BMBF-geförderten GlauPhon-Projekt [41] am Institut für Betriebstechnik und angewandte Arbeitswissenschaft (BIBA) in Bremen wird ein weiterer Ansatz verfolgt, die Resonanzfrequenz des Auges zu bestimmen. Eine akustische Anregung des Auges mit modulierten US-Signalen (Chirp oder Rechteck) mit Grundschwingungen im Bereich von ca. 50 bis 60 Hz sollen einen maximalen Energieeintrag ermöglichen. Im Gegensatz zu den o.g. Projekten soll die Resonanzfrequenz aus dem Ausschwingverhalten des Auges nach Abschalten der Anregung bestimmt werden. Die Erfassung der Schwingung kann optisch oder akustisch erfolgen. Zusätzlich wird die Augenhöhle durch eine Augenmuschel luftdicht abgeschlossen und mit einem geringen statischen Vordruck beaufschlagt (Abb. 3.20). Das umliegende Gewebe des Auges stellt scheinbar eine nicht zu vernachlässigende Störgröße dar. Auf Grund industrieller Beteiligung sind nur sehr wenige Informationen zu den Arbeitsinhalten verfügbar.

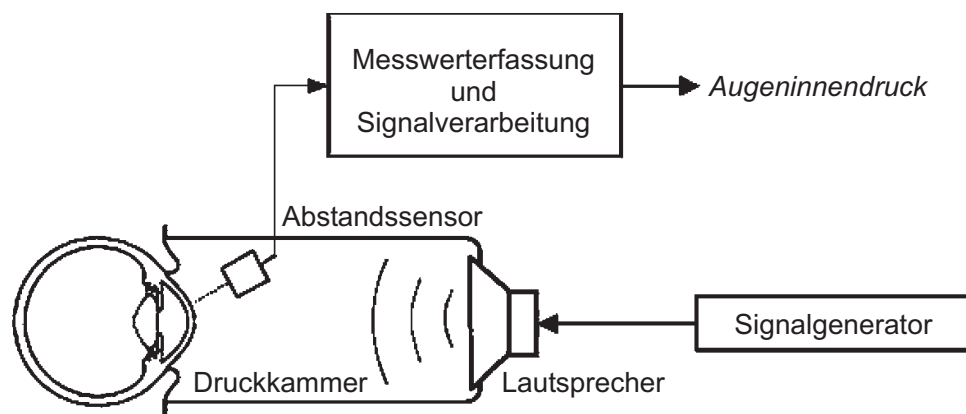


Abb. 3.20: Prinzipskizze des GlauPhon-Tonometers [41].

3.3.2 Modifizierung der Luft-Appplanationstonometrie

In den Arbeiten von PLAGWITZ (TU Ilmenau) [149] werden zwei Kombinationen der bisher vorgestellten Verfahren untersucht (Abb. 3.21):

- **Modifizierung der Luft-Appplanationstonometrie** Es wird vorgeschlagen, die Verformungsgeschwindigkeit der Hornhaut während der LAT auszuwerten [150, 151].
- **Ausschwingverhalten analysieren** Der zweite Vorschlag nutzt die gleiche Anregung, allerdings mit einem gegenüber der verbreiteten LAT veränderten Druckerzeugungseinheit. Durch eine Schwenkblende wird eine abrupte Abnahme des Strömungsdrucks ermöglicht. Ziel ist die Auswertung des anschließenden Ausschlingens der Hornhautoberfläche.

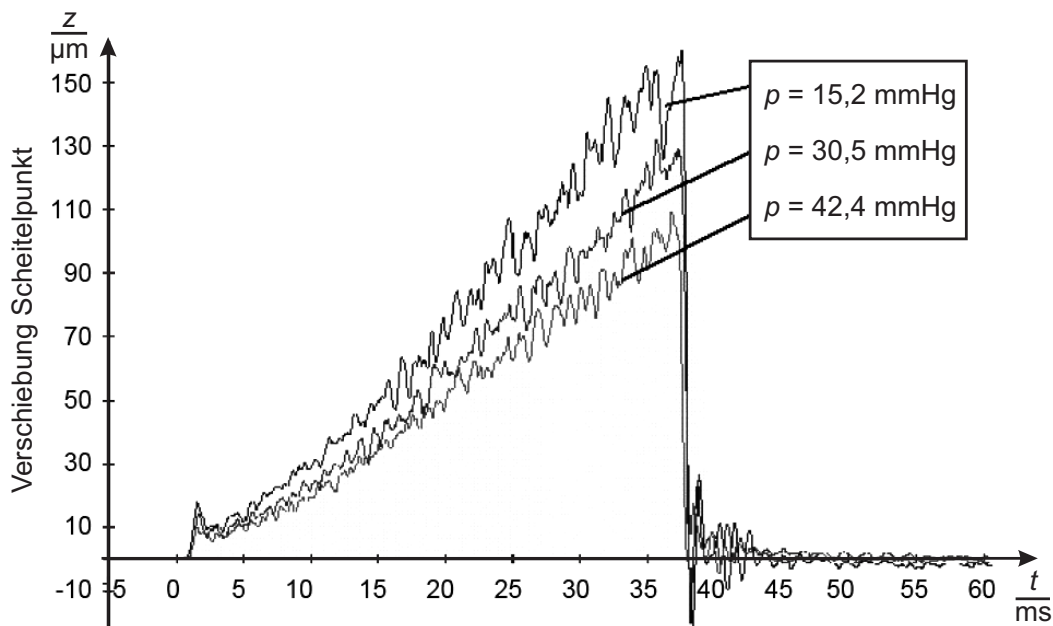


Abb. 3.21: Langsamere Verschiebung des Hornhaut-Scheitels mit zunehmendem IOP, gemessen mit der modifizierten Variante der LAT [151].

Mit dem realisierten Messsystem konnten nur an einem Phantom Messungen durchgeführt werden. Zum einen stellten die Eigenbewegungen des Auges in vivo ein ungelöstes Problem dar. Zum anderen reißt bei der mechanischen Belastung des Auges der Tränenfilm auf, was die optischen Reflexionseigenschaften der Hornhaut deutlich reduziert und damit für die interferometrische Messung ungeeignete Bedingungen darstellt.

Die Aussagekraft der Messungen am Phantom besitzen in Anbetracht bereits beschriebener deutlicher Probleme vieler Projekte beim Übergang in die Praxis nur eine begrenzte quantitative Aussagekraft. Trotzdem überschritten bereits die Messungen am Phantom die normativen Forderungen der Messunsicherheit von ± 5 mmHg stellenweise beträchtlich.

3.3.3 Verwendung der Kraft-Weg-Kennlinie der Hornhaut

LUDWIG [122] von der TH Darmstadt nutzt eine interessante Modifikation der Applanations-tonometrie. Aus einem mechanischen Modell des Auges mit verschiedenen Rigiditäten K (Volumensteifigkeit; s. Abschnitt 4.2) wird eine leicht progressive Federkennlinie der AT abgeleitet. Dies ist die Grundlage, um die klassische Größe der Applanationsfläche der GAT durch den präziser erfassbaren Applanationsweg zu ersetzen. Deutliche Störgrößen sind Bewegungen des Auges (Sakkaden) und des Kopfes, die sich zwar minimieren, jedoch nicht vollständig eliminieren lassen.

3.3.4 Kontaktlinsenbasierte mikromechanische Tonometriesysteme

Die Integration eines mikromechanischen Messsystems in eine lidüberwölbare Kontaktlinse oder einen ähnlichen Träger scheint auf den ersten Blick ein interessanter Ansatz eines Messsystems zur Aufnahme von Tagesdruckprofilen. Hierzu existieren zahlreiche Ansätze aus den 90er Jahren, z.B. [5, 11, 101, 107, 109, 145]. Im Wesentlichen sind zwei Prinzipien zu unterscheiden:

1. IOP-Messung über die an der Hornhaut bestimmte Resonanzfrequenz (Abschnitt 3.3.1).
2. Flächenunabhängige Applanations- oder Impressionstonometrie, in Form eines kleinen Stiftes, der die Gegenkraft der Hornhaut gegen eine Eindellung von 5 μm bis 0,5 mm (je nach Prinzip) misst.

Beide Varianten werden überwiegend über passive Schwingkreise kontaktlos induktiv ausgewertet. Als miniaturisierte Messelemente kommen im Wesentlichen einfache Spulen mit verschiebbarem Kern, Differentialdrosseln, piezoresistive Verformungskörper und Oberflächenwellenelemente zum Einsatz. Für Details sei auf die ausführliche Übersicht in [149] verwiesen.

Trotz der Vielzahl an Ansätzen scheint lediglich das Prinzip von BRAMM [11] praxistauglich zu sein und daher eingeschränkt im Tierversuch oder für Langzeituntersuchungen eingesetzt zu werden [149]. Denn neben der notwendigen Oberflächenanpassung an die unterschiedlichen Hornhaut-Geometrien weist dieser Ansatz auf Grund der Langzeitanwendung ein gravierendes Problem auf: den Massageeffekt, der den IOP verfälscht. Beim Schließen des Auges tritt naturgemäß ein erhöhter Druck im Auge auf. Dieser ist durch ein zusätzliches Messsystem unter dem Augenlid in der Art erhöht, dass durch einen stärkeren Massageeffekt am Auge mehr Kammerwasser aus dem Auge abfließt. Dies reduziert den IOP unter seinen physiologischen Wert. Die gemessenen Werte sind somit nur bedingt aussagekräftig. Insbesondere die nächtlichen Messwerte sind gegenüber tags reduziert. Aus Sicht einer generellen IOP-Senkung bei einer Glaukomerkrankung, wie z.B. von [132] gefordert, wäre die relative Aussagekraft eines solchen Messsystems tagsüber ausreichend. Das Beispiel der Bedeutung des IOP für das Glaukom zeigt aber, dass die wissenschaftlichen Diskussionen [54, 53, 172]

erfahrungsgemäß Jahre bis Jahrzehnte, teils sogar eine ganze Generation von Mediziner*innen benötigt wird, bis neuartige Vorgehensweisen in den Praxisalltag eines niedergelassenen Arztes Einzug halten. Bis dahin wird der Großteil der Augenärzte von einem IOP-Messgerät auch eine absolute Messunsicherheit im Bereich von ca. 1 bis max. 2 mmHg fordern.

3.4 Fazit zum Stand der Augeninnendruckmessung und Ableitung der Zielstellungen

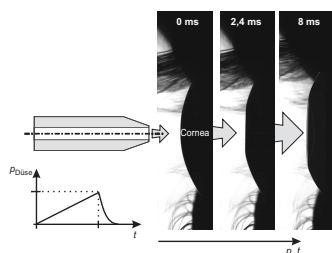
In Anbetracht der Tatsache, dass sich in der Praxis seit Jahrzehnten im Wesentlichen nur das GAT, das LAT und teilweise der Tonopen durchgesetzt haben, überrascht bei der Recherche die Vielzahl an Ansätzen zur Tonometrie. Dabei wurden ältere Ansätze und weitere aus dem ostasiatischen Raum weitgehend vernachlässigt. Eine vergleichbare aktuelle Zusammenstellung (s.a. Ergänzung im Anhang Teil B) ist nicht bekannt.

Das GAT stellt nach wie vor das Referenzverfahren für die Zulassung von Augentonometern nach dem internationalen Standard ISO 8612 [22] dar, obwohl es selbst in vielen Messreihen die Standardabweichung von 2,55 mmHg nicht einhält. Generell fallen die teils gravierenden Unterschiede der einzelnen Autoren auf. Die vorliegende Arbeit muss sich jedoch auf das GAT als Referenz beziehen, da das Ergebnis zeitnah wirtschaftlich verwertbar sein soll.

Trotz der Aktivitäten mehrerer Forschergruppen mit verschiedenen Ansätzen ist noch kein wirtschaftliches Konzept für ein Selbsttonometer entstanden, das sich im praktischen Gebrauch durchsetzen konnte. Die zwei Selbsttonometer EPSa Ocuton (Abschnitt 3.2.1) und Proview Phosphene (Abschnitt 3.2.6) wie auch das einzig handgehaltene LAT PT-100 (Abschnitt 3.2.2) weisen hinsichtlich Handhabung und Messunsicherheit zu große Defizite auf. Die zunehmend stärker reglementierten finanziellen Spielräume des Gesundheitssystems und die große Anzahl an Glaukom-Patienten fordern aber kurzfristig realisierbare Lösungen.

Aus den in Abschnitt 3.2.1 beschriebenen Fakten und Erfahrungen zum Selbsttonometer Ocuton kommt für ein erfolgreiches Gerätekonzept nur ein berührungsfrei arbeitendes Verfahren in Frage. Die Beschreibung des Stands der Technik zeigt, dass ein kontaktlos arbeitendes, handgehaltenes Selbsttonometer immer noch nicht verfügbar ist. Folgende, bereits vorgestellte Verfahren oder Prinzipien, sind zu bewerten:

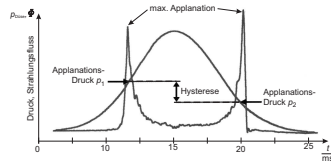
1. Luft-Appplanationstonometrie



Die Luft-Appplanationstonometrie (Abschnitt 3.2.2) erfordert einen nicht zu vernachlässigenden mechanischen Aufwand zur definierten Erzeugung des Druckluftstrahls [149]. Des Weiteren wird häufig das unangenehme Empfinden für die Patienten und eine zu hohe Messunsicherheit kritisiert. Beide Punkte sind bei den neuesten stationären Gerätegenerationen gut gelöst und müssen daher als Vorurteile aus den Anfangszeiten angesehen

werden (Abb. 3.10). Vorteilhaft bei der LAT ist die Minimierung der Infektionsgefahr, die Etablierung des Verfahrens hinsichtlich einer Gerätezulassung und die anästhesiefreie und damit laienzugelassene Anwendung. Andererseits zeigt eine Reihe von Validierungen (Tabelle 3.1) eine zu prüfende, mittelmäßige Reproduzierbarkeit.

2. Modifizierte Luft-Appplanationstonometrie: Ocular Response Analyzer



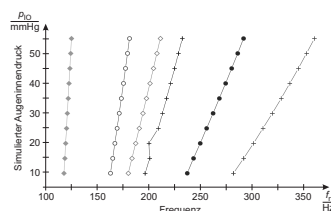
Der Ocular Response Analyzer (Abschnitt 3.2.2) zeigt einen sehr interessanten kontaktlosen Ansatz zur Kompensation der biomechanischen Eigenschaften der HH auf. Untersuchungen dieser Art erfordern einen engagierten klinischen Partner für umfangreiche Studien, der im Rahmen dieser Arbeit nicht vorhanden war. Die eigenen Erfahrungen mit ärztlich betreuten Messreihen (Kapitel 9) zeigen, dass vielen Augenärzten eine Unterstützung der technischen Forschung schwer fällt.

3. Impedanzbestimmung der vorderen Augenkammer mittels Einwegstößeln



Das iCare Impedanztonometer der Fa. Tiolat bietet den Vorteil einer nicht notwendigen Anästhesie. Allerdings erscheint die in Validierungen aufgeführte Reproduzierbarkeit (Tabelle 3.5) des ohne direkten Sichtkontakt auf die Messstelle manuell positionierten Geräts als zu hoch angegeben. Eine Überarbeitung des Konzepts zur Positionierung ist sinnvoll. Die Möglichkeiten einer wirtschaftlichen Verwertung eines solchen Ansatzes sind als gering einzustufen.

4. Kontaktlose Bestimmung des IOP aus dem Schwingungsverhalten des Auges



Das Fazit der sehr umfangreichen Arbeiten [69, 30, 62] am ITIV Karlsruhe ist deutlich formuliert: Das Funktionsprinzip ist zwar im Labor bestätigt, die erforderliche Positionierung des Auges jedoch im praktischen Alltag kaum realisierbar [69]. Dieser Ansatz wird daher in der Arbeitsgruppe

nicht weiter verfolgt. Ein abschließendes Ergebnis zu dem angekündigten Selbsttonometer des BIBA Bremen [41] ist nicht bekannt. Erfolgreiche Realisierungen anderer Gruppen sind ebenfalls nicht bekannt.

5. Kontaktlinsenbasierte mikromechanische Tonometriesysteme

Längerfristig getragene miniaturisierte Druckmesssysteme bieten gegenüber einmalig anzuwendenden Messverfahren den Vorteil eines erhöhten Benutzerkomforts. Allerdings weisen die bekannten Ansätze z.T. deutliches Optimierungspotential hinsichtlich des Meßprinzips und weiterer Miniaturisierung auf. Deutliche Anwendungsnachteile sind die psychologische Hürde der anwendenden Ärzte hinsichtlich nur relativ verwertbarer Messwerte und die nicht einfache Handhabung für ältere Patienten. Auch ein gut funktionierendes System wird sich daher im Moment nicht durchsetzen können.

6. Noch nicht betrachtete Sekundärgrößen

Neben der Messung der Verformungskraft der Augenhülle gibt es noch weitere Sekundärgrößen, die vom IOP abhängen:

- *Schallgeschwindigkeit im Auge*

Die Schallgeschwindigkeit in Flüssigkeiten wird durch das Verhältnis aus Kompressionsmodul K und Dichte ρ bestimmt: $c_{\text{Schall}} = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$. Die Dichte ρ einer Flüssigkeit ist über den Kompressionsmodul K mit dem Druck p verknüpft: $\frac{\Delta p}{K} = \frac{\Delta \rho}{\rho}$ [98]. Die Füllung des Auges kann mit Wasser angenähert werden, das mit einem Kompressionsmodul $K = 2,09 \cdot 10^9 \text{ Pa} = 1,57 \cdot 10^7 \text{ mmHg}$ im vorliegenden Arbeitspunkt nahezu inkompressibel ist. Eine Erhöhung des Drucks um 10 mmHg bewirkt eine Erhöhung der Dichte um ca. $6,4 \cdot 10^{-7}$ bzw. Verringerung der Schallgeschwindigkeit um ca. $3,2 \cdot 10^{-7}$. Zur Detektion sind Zeitmessungen im ps-Bereich notwendig, die möglich, aber recht aufwendig sind. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass die Ausbreitungsgeschwindigkeit auf Grund der Abhängigkeit von der Dichte, auch von der Temperatur und dem Salzgehalt, beeinflusst wird. In [193] wird gezeigt, dass bei einer realistischen Änderung der Kochsalzkonzentration von 0,1 % eine Meßwertverfälschung von umgerechnet 40 mmHg entsteht. Damit ist dieses Prinzip ungeeignet.

- *Dehnung der Hornhaut*

Der Druck in einer Hohlkugel mit dünner Wand ist mit der Wandspannung σ , der Wanddicke d und dem inneren Kugelradius r verknüpft und in der LAPLACE-Beziehung beschrieben: $p_{\text{Auge}} = 2 \cdot d \cdot \frac{\sigma}{r}$ (s.a. Anhang Teil B.5). Die auch in aktuellen Arbeiten häufig zitierte Untersuchung von KOSTER [93] aus dem Jahr 1900 kann in dem physiologisch relevanten Druckbereich keine Dehnung der Hornhaut nachweisen. Dies ist eindeutig durch das unpräzise Vorgehen bedingt, Gipsabgüsse bei verschiedenen Augeninnendrücken zu erstellen und anschließend abzuzeichnen. Die Arbeiten am ITIV bzw. der neuartige Vorschlag zur Messung des cornealen Pulses zeigen, dass eine Dehnung vorliegt, die in radialer Richtung eine durchaus messbare Amplitude von ca. 20-30 μm besitzt. Um aus der Dehnung einen IOP zu bestimmen, müsste also der Krümmungsradius erfasst werden und insbesondere die Bedingung erfüllt sein, dass jedes Auge die gleichen Abmessungen besitzt. Letztere Bedingung ist nicht erfüllt, wodurch auch dieses Prinzip nicht angewendet werden kann.

Für die Durchführung einer Selbsttonometrie erscheint folgende Vorgehensweise hinsichtlich des diagnostischen Nutzens und der wirtschaftlichen Bedeutung für den Augenarzt am sinnvollsten: Der Patient erhält vom Arzt gegen eine geringe Gebühr ein Leihgerät, mit dem er selbständig und ohne fremde Hilfe im Alltag zu definierten Zeitpunkten, z.B. jede Stunde,

über 24 h oder 48 h seinen Augeninnendruck bestimmen kann. Die Auswertung der Messdaten sollte nur über den Augenarzt erfolgen, der mit dem Tagesdruckprofil das „multifaktorielle Geschehen“ Glaukom deutlich besser als ohne Tagesprofil beurteilen und entsprechend behandeln kann.

Zusammenfassend sind die diskutierten Verfahren in Tabelle 3.8 gegenübergestellt. Aus medizinischer Sicht besitzt der Linearitätsfehler eines Geräts für eine Verlaufskontrolle eine geringe Bedeutung. Aus psychologischer Sicht wird sich ein neues Messgerät bei Ärzten nur leicht durchsetzen können, wenn es auch eine geringe Streuung kleiner 2 mmHg aufweist. Wesentlich ist eine hohe Akzeptanz des Messverfahrens bei Ärzten und Patienten. Nur unter Berücksichtigung der Anforderungen dieser Schlüsselpersonen erscheint eine erfolgreiche Alltagsnutzung realistisch.

Tabelle 3.8: Gegenüberstellung der Vor- und Nachteile der diskutierten Verfahren zur Realisierung eines Selbst-Luft-Appplanationstonometers.

| <i>Kriterium/Variante</i> | <i>1. LAT</i> | <i>2. ORA</i> | <i>3. Impedanztonometer HH</i> | <i>4. Resonanzfrequenz</i> | <i>5. Kontaktlinse</i> |
|----------------------------------|---------------|---------------|--------------------------------|----------------------------|------------------------|
| Eindeutiges Messsignal | + | + | + | - | - |
| Geringe Messunsicherheit | ○ | + | - | ? | ? |
| Hohe Wirtschaftlichkeit | + | - | - | + | + |
| Geringe motorische Anforderungen | + | + | - | + | ○ |
| Angenehmes Empfinden | ○ | ○ | + | + | + |
| Summe | +++ | ++ | - | ++? | + |

Entscheidung für die Luft-Appplanationstonometrie

Der Vergleich der o.g. Möglichkeiten zeigt, dass nur die in den Punkten 1 bis 3 aufgeführten Verfahren für ein Selbsttonometer in Frage kommen. Neue Ansätze sind wegen der Vielzahl der bereits untersuchten Varianten nicht zu erwarten. Des weiteren zeigt die Erfahrung fast aller vergangener Forschungsprojekte, dass das niemals ruhende und mechanisch sehr komplexe Messobjekt Auge ausreichend zu berücksichtigen ist. Alle interessanten Ansätze wie Resonanzfrequenz, modifizierte LAT oder kontaktlinsenbasierte Messsysteme bewähren sich an einem Phantom als technische Nachbildung des Auges oder an in vitro Messungen mit Schweineaugen. Sie versagen aber alle beim Übergang in vitro zu in vivo an den nicht

unterdrückbaren und nicht ausreichend beachteten Augenbewegungen [145, 149], oder haben dieses Problem, trotz eines sehr hohen Aufwands nur teilweise lösen können [30, 62, 69, 122]. Die wesentliche Erkenntnis aus diesen Erfahrungen muss daher sein, frühzeitig Tests in vivo, also am Menschen durchzuführen.

Mit diesem Aspekt ist auch die zweite wichtige Erkenntnis verknüpft: alle bisherigen Ansätze eines Augenphantoms, also einer technischen Nachbildung des Auges, bewährten sich in Labor gut. Sie waren allerdings alle nicht in der Lage, ein Auge in vivo zu ersetzen. Ein Phantom kann einen Funktionsnachweis eines Messgeräts ermöglichen. Die vorbildgetreue Realisierung aller an der Messung beteiligten physiologischen und anatomischen Parameter bleibt jedoch mit einer großen Unsicherheit verknüpft. Trotzdem wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit der Versuch unternommen, für Funktionstests ein neuartiges Augenphantom für ein LAT zu entwerfen und zu realisieren (Kapitel 10).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung eines reproduzierbaren Labormusters zur Selbsttonometrie im Heimbereich, mit dem kostengünstig, medizinisch brauchbare IOP-Werte ohne Infektionsgefahr mit minimalem Aufwand bestimmt werden können. Hierzu sind insbesondere auch die Eigenschaften der Nutzergruppe von 40 bis 80 Jahre zu berücksichtigen. Mit zunehmendem Alter sinken beim Menschen die feinmotorischen Fähigkeiten und der Wunsch nach intuitiv bedienbaren Geräten steigt.

Ein ständig erforderlicher Austausch von schwer handhabbaren, kleinen Teilen, wie z.B. beim Impedanztonometer iCare, wird daher ausgeschlossen. Es verbleibt damit nur das Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie. Das bereits etablierte und zertifizierte Verfahren bietet auch hinsichtlich der praktischen Anwendung den Vorteil einer großen Zeit- und Kosteneinsparung, da keine klinischen Studien zur Zulassung notwendig sind. Auch Probandentests können mit einem begrenzten Aufwand durchgeführt werden.

Nachteilig bei dem Prinzip der Luft-Appplanationstonometrie ist die kurze Messdauer des LAT, die im Vergleich mit den auftretenden Zeitkonstanten der IOP-Schwankung keine ausreichende Integrationszeit ermöglicht (Abschnitt 3.1). Daher muss eine dreifache Messung zur Mittelwertbildung in Kauf genommen werden oder auch Anweisungen an den Patienten, wie z.B. den Messzeitpunkt dem Atemrhythmus anzupassen.

Zur Realisierung der genannten Ziele sind folgende **wissenschaftliche Fragestellungen** im Rahmen der Arbeit zu lösen:

- 1. Steigerung der Reproduzierbarkeit der LAT-Messwerte im Vergleich zu GAT durch eine Analyse und quantitative Abschätzung der Einflussgrößen auf den Messwert (Kapitel 4).**

Mit Hilfe dieser Erkenntnisse ist die im Stand der Technik übliche lineare Kalibration des LAT, zur Vermessung des Auges mit seinen mechanisch nichtlinearen Gewebeeigenschaften, zu prüfen. Mit den Ergebnissen aus diesem Schritt sind die technischen Anforderungen an ein LAT-Selbsttonometers abzuleiten (**Kapitel 5**), als Grundlage für

die Konzeption und den Entwurf eines LAT-Selbsttonometers.

2. Entwurf und Realisierung eines miniaturisierten Sensorsystems für ein SLAT (Kapitel 6).

Zur Positionierung der Druckluftdüse vor dem Auge und zur Erfassung der maximalen Applanation der Hornhaut des Auges ist ein Sensorsystem zu entwerfen, das eine Zulassung als Medizin-Produkt ermöglicht. Für ein miniaturisiertes Sensorsystem geeignete Sensorprinzipien sind zu prüfen und auszuwählen. Die Realisierung ist zu verifizieren.

3. Entwurf und Realisierung eines Aktorsystems zur Erzeugung eines Druckluftstrahls (Kapitel 7).

Zur Applanation der Hornhaut ist ein Druckluftstrahl mit definierter Charakteristik zu erzeugen. Eine Möglichkeit zur Verifikation ist zu realisieren sowie die Anforderungen zu Gunsten eines angenehmen Empfindens des Anwenders sind zu definieren. Eine miniaturisierte Realisierung ist umzusetzen.

4. Realisierung eines Labormusters (Kapitel 8) zur Verifizierung und Validierung des gewählten Ansatzes (Kapitel 9)

Ein Labormuster zur Umsetzung des Projektziels eines handgehaltenen Selbst-Luft-Applanationstonometer ist zu realisieren. Die Verifizierung ist im Labor durchzuführen, die Validierung in Form von ärztlich betreuten Messreihen. Eine GAT-Referenzmessung und eine Vergleichsmessung zu einem Tisch-LAT aus dem Stand der Technik ist anzustreben.

5. Entwurf eines technischen Augenphantoms als Messobjekt mit reproduzierbaren Eigenschaften (Kapitel 10)

Für Systemtests und messtechnische Kontrollen ist ein Objekt mit reproduzierbaren, messrelevanten Eigenschaften des menschlichen Auges erforderlich. Der Stand der Technik weist zwei Ansätze zur Realisierung eines technischen Augenphantoms auf, die beide einen hohen technischen oder empirischen Aufwand erfordern. Geeignete Alternativen sind zu prüfen und zu bewerten.

4 Abschätzung der Messunsicherheit der Luft-Appplanationstonometrie

In Abschnitt 3.2.2 wurde gezeigt, dass bei der Luft-Appplanationstonometrie zur Bestimmung des Augeninnendrucks der Strömungsdruck zu messen ist, bei dem die Applanationsfläche der Hornhaut maximal wird. Aus diesem aufgebrachten Strömungsdruck wird im Stand der Technik über eine lineare Kalibration des Messsystems der Augeninnendruck berechnet. Das Auge als Messobjekt besteht aus einer Vielzahl verschiedener Gewebearten. Insbesondere die Hornhaut und die Sklera weisen ein anisotropes und nichtlineares Spannungs-Dehnungs-Verhalten auf. Bei Kenntnis dieses Hintergrundes ist es zunächst überraschend, dass im Stand der Technik der Zusammenhang aus dem zur maximalen Applanation aufgebrachtem Strömungsdruck und dem IOP linear abbilden lässt. Ausgehend von der in Abschnitt 3.2.2 aufgeführten, hohen Messunsicherheit des LAT werden systematisch die auftretenden physikalischen Effekte während der Messung analysiert und quantitativ abgeschätzt. Ziel ist die Identifikation der Effekte mit dem größtem Einfluss auf die Messunsicherheit, zur Verringerung derselben. Folgende Aspekte werden hierzu betrachtet:

1. Ausweichen des Augapfels
2. Messbedingte Druckänderung im Auge
3. Beeinflussung der Kammerwasserdynamik
4. Verformungskräfte der Hornhaut

Eine weitere Motivation für dieses Kapitel liefert die Frage nach einem aus messtechnischer Sicht möglichst günstigen Verlauf des anregenden Druckluftstrahls. Die folgenden zwei Aspekte sollen als Fazit aus Abschnitt 3.2.2 hinsichtlich einer minimalen Messunsicherheit geklärt werden:

1. Ist ein linearer oder ein quadratischer Druckanstieg vorteilhaft?
2. Ist eine kurze oder eine lange Anstiegszeit vorteilhaft?

Eine vergleichbare Betrachtung ist in der Literatur nicht bekannt. Unter Berücksichtigung der identifizierten Fehlereinflüsse und Möglichkeiten zu ihrer Reduzierung erfolgt in Kapitel 6 die Konzeption eines miniaturisierten Messsystems zur Luft-Appplanationstonometrie.

4.1 Bewertung physikalischer Effekte bei Anwendung der Luft-Applanationstonometrie

4.1.1 Analyse des Messvorgangs

Die Messung mit dem LAT ist ein dynamischer Vorgang mit einem Druckluftstrahl. Es wurde bereits aufgeführt, dass die applanierte Fläche (Abb. 3.6) mit steigendem Strömungsdruck zunimmt. Dabei stellt sich nach dem IMBERT-FICK'schen Gesetz eine applanierte Fläche ein, die dem Verhältnis aus Strömungsdruck und Gegendruck des Auges entspricht. Zur Betrachtung des wirkenden Strömungsdrucks p_{Strahl} und der applanierten Fläche A_{appl} wird folgende Vereinfachung angenommen:

1. Es bildet sich eine ideal ebene Fläche an der HH aus.
2. Nur der Strömungsdruck auf der applanierten Fläche trägt zur Applanation bei.

In der Realität ist die applanierte Fläche leicht wellig und auch der Strömungsdruck außerhalb dieser Fläche wird zur Applanation beitragen. Ein Freischnitt an der Hornhaut (Abb. 4.1) ergibt mit o.g. Einschränkungen Gl. (4.1)

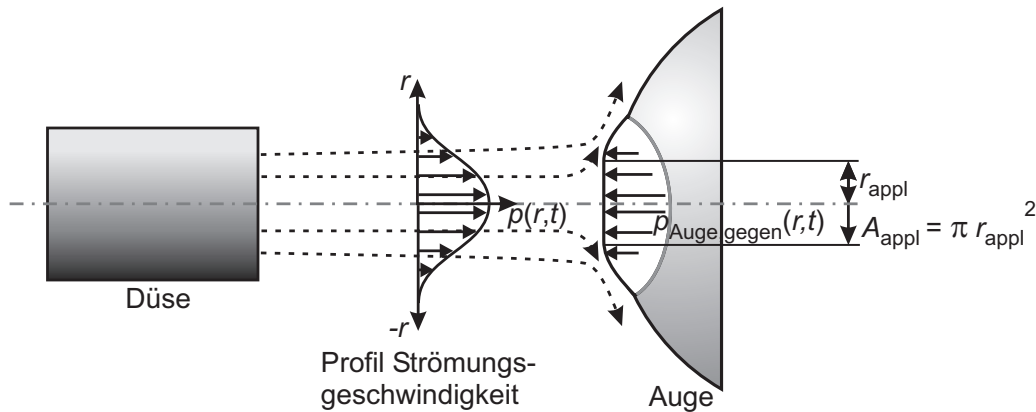


Abb. 4.1: Verteilung der Strömungsdrucks über dem Querschnitt des Druckluftstrahls.

$$p_{\text{Strahl}}(r_{\text{appl}}, t) = p_{\text{Auge, gegen}}(r_{\text{appl}}, t) \quad (4.1)$$

mit $p_{\text{Strahl}} \equiv$ Strömungsdruck, $p_{\text{Auge, gegen}} \equiv$ Verformungsdruck des Auges.

Es ist zu beachten, dass in dieser Betrachtung der Druck des Strahls nur auf die applanierte Fläche bezogen ist. Der Druck $p_{\text{Auge, gegen}}$ gegen die Verformung des Auges ist nicht mit dem Augeninnendruck gleichzusetzen. Dieser Druck stellt die Reaktion auf die Verformung dar, die auch vom Augeninnendruck abhängt.

Das Druckprofil des Luftstrahls wird in einer numerischen Simulation mit dem Programm „Fluent“ (Fa. ANSYS Inc.) am Fachgebiet FST der TU Darmstadt bestimmt und mit Gl. (4.2)

approximiert (Abb. 4.2). Die Simulation zeigt, dass das normierte Strömungsprofil ab einer Strömungsgeschwindigkeit von 40 m/s mit einer Abweichung von max. 4 % im Zentrum und max. 12 % im Randbereich der maximal applanierten Fläche konstant ist. Gleichzeitig steigt der maximale Staudruck in grober Näherung proportional zur Strömungsgeschwindigkeit. Mit zunehmender Applanation weist der GAUSSförmig ausgebildete Totaldruck an der Hornhaut einen flacheren Verlauf auf. Alle Details hierzu sind im Anhang Teil C.2 aufgeführt.

$$p_{\text{Strahl}}(r, t) = \hat{p}_{\text{Strahl}}(t) \cdot e^{-\frac{r^2}{r_0^2}} \quad (4.2)$$

$$\text{Aus Gl. (4.1)} \Rightarrow p_{\text{Auge, gegen}}(r, t) = p_{\text{Strahl}}(r_{\text{appl}}, t) = \hat{p}_{\text{Strahl}}(t) \cdot e^{-\frac{r_{\text{appl}}^2}{r_0^2}}. \quad (4.3)$$

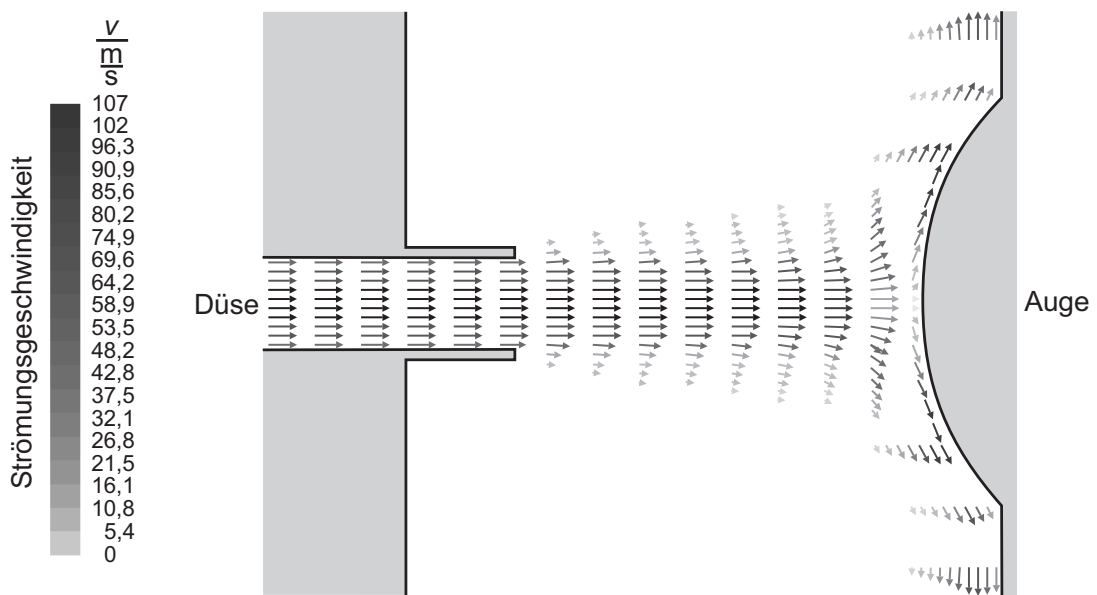


Abb. 4.2: Verteilung der Strömungsvektoren über dem Querschnitt des Druckluftstrahls (numerische Simulation mit Fluent).

Die vereinfachte Beschreibung mit Gl. (4.1) zeigt, dass die Reaktionsdrücke des Auges auch vom zeitlichen Verlauf der Flächenzunahme abhängen. Die Art der Zunahme der applanierten Fläche kann aus dieser Betrachtung nicht abgeleitet werden. Daher wird eine Versuchsanordnung realisiert, die eine Abbildung der Realität mit Hochgeschwindigkeitsaufnahmen ermöglicht.

Das Messszenario besteht aus einer Hochgeschwindigkeitskamera (Vosskühler HCC 1000) mit einer Bildrate von 2048 Bildern pro Sekunde (fps) und getriggertem Stroboskop. Auf Grund der hohen Bildfrequenz ist eine sehr hohe Beleuchtungsstärke notwendig. Die Bildaufnahme erfolgt daher als Schattographie (Abb. 4.3). Dazu leuchtet das Stroboskop in die Kamera, wobei das Messobjekt Auge bzw. Hornhaut den Strahlengang unterbricht. Dies vermeidet eine direkte Bestrahlung der Netzhaut des Auges. Der Kopf ist für die Messung nicht

wie üblich mit der Messachse fluchtend ausgerichtet, sondern um ca. 45° verdreht. Die Augen werden entgegengesetzt gedreht. Dadurch liegt das Nasenbein außerhalb des Aufnahmefeldes der Kamera.

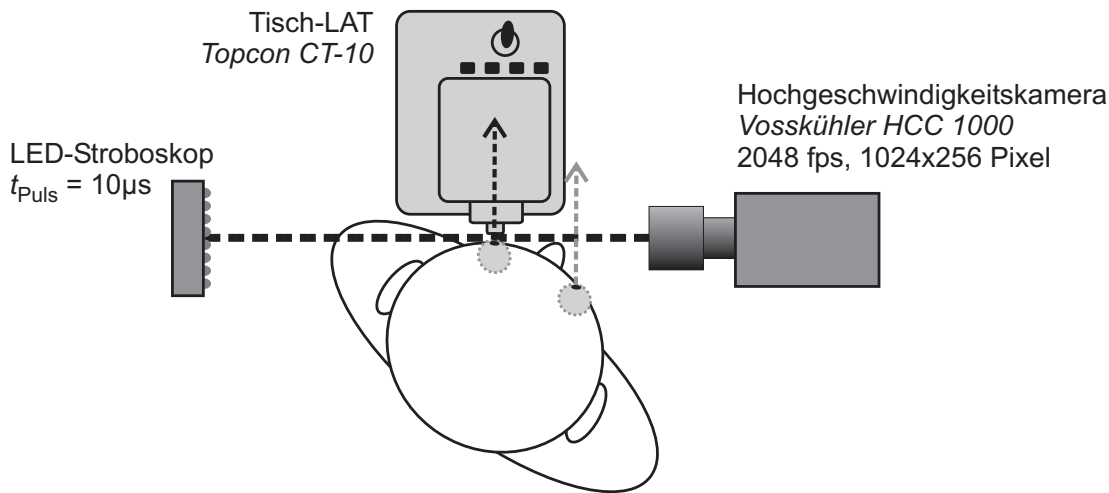


Abb. 4.3: Draufsicht auf den Versuchsaufbau zur Messung der Hornhautverformung mit einer Hochgeschwindigkeitskamera.

Die gewählte Perspektive senkrecht zur Messachse des Tonometers ist des weiteren vorteilhaft für eine direkte Vermessung des Bildes ohne perspektivische Fehler. Nachteilig an der zweidimensionalen Projektion ist der Verlust der Tiefeninformation und die fehlende Möglichkeit, konkave Formen der HH direkt zu erfassen. Aus innerhalb der Bildreihen plötzlich auftretenden Kantenunschärfen und der Korrelation mit dem Messsignal des Tonometers lässt sich jedoch die konkave Form ableiten (Abb. 4.4).

Die Auflösung der Hochgeschwindigkeitskamera ermöglicht eine Vermessung der Geometrie mit $15\text{ }\mu\text{m}$ pro Pixel. Für eine Vermessung der Verformung bis zur maximalen Applanation ist eine Ausrichtung des Kamerasystems exakt senkrecht zur Messachse des Tonometers notwendig. Auf Grund der ständigen Bewegung von Auge und Proband unterliegt die Messung nicht vollständig kompensierbaren zufälligen Fehlern. Nach mehrfacher Wiederholung der Messreihen gelingt ein sehr gutes Resultat. Der zeitliche Abstand zwischen zwei Bildern beträgt bei 2048 fps 0,48 ms. Das LED-Stroboskop erzeugt Pulse von ca. $10\text{ }\mu\text{s}$ Dauer, die somit der Belichtungszeit entsprechen. Auch wenn die Verschlusszeit nahezu 0,48 ms beträgt, ist der Anteil der Umgebungsstrahlung gegenüber dem Strahlungsfluss des Stroboskops vernachlässigbar.

Die digitalen Bilder werden mittels einer Schwellwertanpassung und Helligkeitskorrektur nachbearbeitet. Mit dem vielfach eingesetzten Bildanalyse-Programm „ImageJ“ (open source) wird die Kante zwischen Umgebungsluft und HH bestimmt und eingezeichnet (Abb. 4.4).

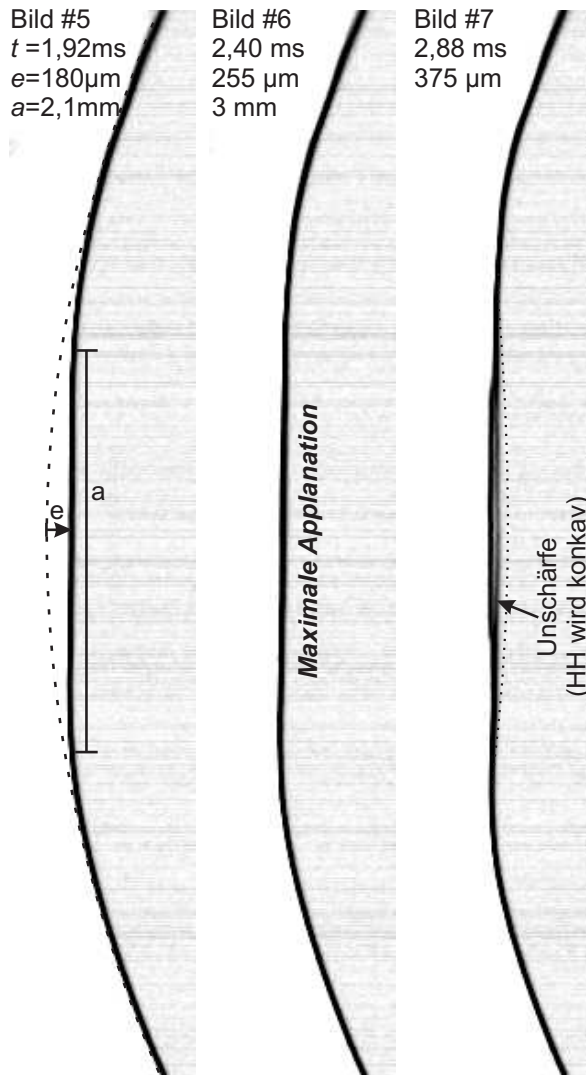


Abb. 4.4: Verlauf der Hornhautverformung an den Messzeitpunkten 1,92 ms, 2,4 ms und 2,88 ms ab Aufbau des Strömungsdrucks am Auge (Ausschnitt aus Abb. 3.6).

wendung der in Abb. 3.10 gezeigten Kennlinie des LAT Topcon CT-10 ergibt sich ein Druckanstieg nach Gl. (4.4). Das bedeutet zum Zeitpunkt der maximalen Applanation, nach ca. 2,4 ms (je nach IOP), hat sich mit

$$p_{\text{Stau, CT-10}}(t) = \frac{110 \text{ mbar}}{10 \text{ ms}} t \quad (4.4)$$

ein Strömungsdruck von ca. 27,5 mbar (20,6 mmHg) aufgebaut. Der eigentlich gemessene Druck wird also nur zu rund zwei Dritteln vom Augeninnendruck verursacht. Das restliche Drittel der Energie wird von anderen Effekten absorbiert. Die Ursachen dazu werden in den folgenden Abschnitten analysiert.

Die Analyse der vergrößerten Bilder zeigt, dass bei dem Proband mit einem IOP von ca. 15 mmHg nach ca. 2,4 ms (Bild #6 in Abb. 4.4) die maximale Applanation der Hornhaut erreicht ist. Bereits in dieser Aufnahme sind leicht erhöhte Unschärfen an der scheitelnahen Begrenzung der HH zu erkennen (drucktechnisch ist eine Kompression der gezeigten Bilder nicht zu umgehen, daher reduziert sich der Kontrast und die Auflösung der Abbildungen gegenüber den Originalaufnahmen deutlich). Im weiteren Verlauf bzw. bei weiterem Anstieg des Strömungsdrucks knickt die applanierete Fläche ein und wird konkav (Teilbild #7). Dies zeigt sich in deutlich oszillierenden Unschärfen der vergrößerten Bilder. Zusätzliche Auflicht-Aufnahmen, in der eine Reflexion an der Applanationsfläche beobachtet werden kann, stützen diese These. Von insgesamt acht Bildreihen wurde die mit der maximalen Schärfe von fünf Pixeln beim Übergang von Luft (weiß) zur Hornhaut (schwarz) ausgewählt. Die vollständige Bildreihe ist im Anhang Teil C.1 aufgeführt.

Die erste wichtige Aussage lässt sich, unter Vorbehalt der begrenzten örtlichen und zeitlichen Auflösung, aus dem Zeitpunkt der maximalen Applanation ableiten. Unter Ver-

Des weiteren lässt sich aus den Bildern die Verschiebung e des Scheitelpunkts ausmessen. Zum Zeitpunkt der maximalen Applanation beträgt die Verschiebung ca. 255 μm bei einem Applanationsdurchmesser a von ca. 3 mm. Der Verlauf der Verschiebung des Scheitelpunkts bis zur maximalen Applanation ist in Abb. 4.5 aufgeführt. Es zeigt sich bei einem über der Zeit linear ansteigendem Strömungsdruck eine näherungsweise quadratisch zunehmende Verschiebung und eine näherungsweise kubische Zunahme der applanierten Fläche.

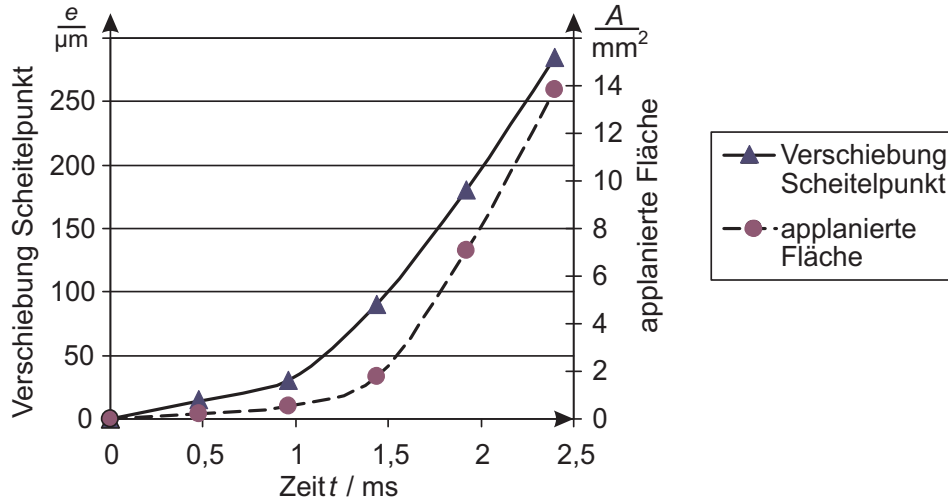


Abb. 4.5: Aus den Hochgeschwindigkeitsaufnahmen gemessener zeitlicher Verlauf der Hornhautverformung bzgl. der Scheitelverschiebung und der Zunahme der applanierten Fläche.

Auffällig ist, dass bei der Kontrolle der geometrischen Zusammenhänge aus der Scheitelpunktverschiebung und dem applanierten Durchmesser dieses Kreisabschnitts, insbesondere bei den ersten drei Bildern, große Abweichungen von bis zu 50 % zwischen dem theoretischen Erwartungswert und der Messung auftreten. Diese Tatsache und die geringe Verschiebung des Scheitelpunkts innerhalb der ersten Millisekunde bzw. drei Aufnahmen in der Größe der Auflösung von 15 μm zeigt deutlich die Grenzen dieser Messung aus dem Jahr 2003 auf. Neuere Kamerasysteme bieten Bildwiederholraten bis 10 kfps bei gleicher Auflösung. Trotzdem kann davon ausgegangen werden, dass der qualitative Verlauf ausreichend genau wiedergegeben ist.

Bei einem linear ansteigenden Strömungsdruck und der damit kubischen Zunahme der applanierten Fläche ergibt sich

$$F_{\text{Appl}}(t) = p_{0 \text{ Strahl}} t \cdot A_{0 \text{ appl}} t^3 = p_{0 \text{ Strahl}} A_{0 \text{ appl}} t^4 = \text{const} \cdot t^4. \quad (4.5)$$

Das heißt, die auf das Auge wirkende Kraft wächst bei rampenförmigem Strömungsdruck quartisch, also mit der vierten Potenz über der Zeit. Bei nichtlinear ansteigendem Strömungsdruck erhöht sich dementsprechend der Exponent.

Unter der Annahme eines zum IOP proportionalen Verformungsverhaltens ändert sich die Scheitelpunktverschiebung bzw. die applanierte Fläche wie in Abb. 4.6 dargestellt.

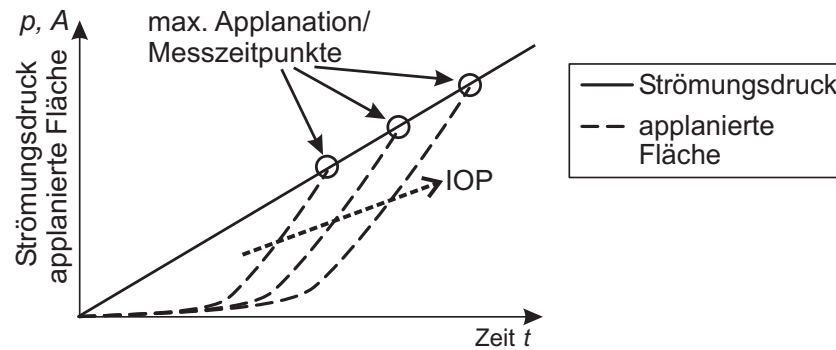


Abb. 4.6: Zunahme der applanierten Fläche bei verschiedenen Augeninnendrücken .

Es ist nur ein weiterer Ansatz bekannt, mit kontinuierlichen Hochgeschwindigkeitsaufnahmen das Verformungsverhalten der HH während einer Messung mit dem LAT zu bestimmen. Die japanische Forschergruppe [82, 83, 100] wählte allerdings keine Schattographie, sondern ein Auflichtverfahren mit diagonalen Beleuchtung. Die Kamera steht ebenfalls senkrecht zur Messachse des Tonometers. Eine Kooperation mit dem Gerätehersteller Topcon ermöglichte eine Synchronisation zwischen dem Applanationssignal und den Kameraaufnahmen. Insgesamt wurden 56 Augen vermessen.

Die zeitliche Verschiebung des Scheitelpunkts aus [100] deckt sich mit den eigenen Aufnahmen. Nicht nachvollziehbar ist der maximale Applanationsdurchmesser von ca. 2 mm. Die wichtigsten Daten der gesamten Scheitelpunktverschiebung und der applanierten Flächen sind nur mit geringer Auflösung dargestellt. Die Gegenüberstellung der Scheitelpunktverschiebung zum Zeitpunkt der maximalen Applanation bei drei verschiedenen Augeninnendrücken bestätigt die Annahme einer Proportionalität aus Verformungsverhalten und IOP, wie in Abb. 4.6 dargestellt.

4.1.2 Ausweichen des Augapfels

Der erste betrachtete Nebeneffekt als Reaktion auf den Druckluftstrahl ist die Veränderung der Lage des Auges. Eine veränderte Lage des Auges kann die Anströmung wie auch die sensorische Erfassung der Augenposition und der Verformung der Hornhaut beeinflussen.

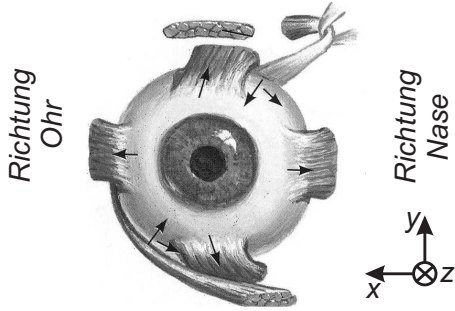


Abb. 4.7: Darstellung der Ansatzpunkte der Augenmuskeln in der Frontalansicht (rechtes Auge), die Pfeile geben die Bewegungsrichtung an [142].

Das menschliche Auge ist an vier gestreckten, kartesisch orientierten und zwei schrägen, diagonal verlaufenden Muskeln in der Augenhöhle aufgehängt [138] (Abb. 4.7). Die Muskeln stehen unter einer Vorspannung, bei der ein umgebendes Fettpolster als Gegenlager dient. Dadurch ist im physiologischen Zustand in jeder Position keiner der Muskeln vollständig erschlafft. Der Sehnerv des Auges tritt in einem S-förmigen Bogen in die Augenhöhle ein. Trotz seines Durchmessers von einigen Millimetern ist seine Steifigkeit für die Lagerung des Auges vernachlässigbar [110].

Zur Quantifizierung der Steifigkeit der Augenaufhängung nutzt [110] die aus korrigierenden Schieloperation gemessene Steifigkeit des Muskels rectus lateralis mit $32,79 \text{ N m}^{-1}$. Aus der Anzahl der Fasern und der Länge werden mit den geometrischen Verhältnissen die Steifigkeiten der fünf weiteren Muskeln extrapoliert. Der Ansatz scheint gewagt, jedoch gelingt in [193] mit dem daraus entwickelten Modell erstmals der Nachweis der experimentell gefundenen Eigenfrequenzen des Auges.

Die Masse des Auges beträgt ca. 7,5 g. Durch eine Ausweichbewegung wird jedoch zusätzlich stützendes Fettgewebe in der Augenhöhle bewegt. In [110] wird die mechanische Impedanz des Auges bei frontaler Anregung mit der erwarteten verglichen und daraus die Augenmasse um eine Korrekturmasse von 7,5 g auf 11 g korrigiert.

Die auf das Auge wirkende Kraft wird durch Integration von Gl. (4.3) bestimmt

$$F_{\text{Appl}}(t) = \int p \, dA = \int_0^{2\pi} \int_0^{r_{\text{appl}}} p r \, dr d\varphi$$

$$F_{\text{Appl}}(t) = \int_0^{2\pi} \int_0^{r_{\text{appl}}} \hat{p}_{\text{Strahl}}(t) \cdot e^{\frac{-r_{\text{appl}}^2}{r_0^2}} r \, dr d\varphi \quad (4.6)$$

Das Gauß-Integral ist analytisch nicht geschlossen lösbar. Daher wird mit Matlab eine numerische Lösung bestimmt.

Aus den ermittelten Massen und Steifigkeiten und der anregenden Kraft kann die Differentialgleichung für Feder-Masse-Systeme

$$\mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{K} \cdot \mathbf{x} = \mathbf{F} \quad (4.7)$$

mit $\mathbf{M} \equiv$ Massematrix, $\mathbf{K} \equiv$ Steifigkeitsmatrix, $\mathbf{x} \equiv$ Positionsvektor,

$\mathbf{F} \equiv$ Vektor der anregenden Kraft

gelöst werden. Die Dämpfung der Muskeln und Aufhängung wird mangels humaner Daten dabei nicht berücksichtigt [99]. Die Masse- und Steifigkeitsmatrix aus [110] sind in Anhang Teil C.3 aufgeführt.

Die Positionsänderung des Auges auf die anregende Kraft wird in Matlab simuliert. Das Ergebnis zeigt, dass im Wesentlichen eine Ausweichbewegung des Auges in die Augenhöhle hinein entlang der Achse der Blickrichtung erfolgt. Die weiteren fünf Freiheitsgrade (zwei translatorische, drei rotatorische) sind mit ihren Beiträgen kleiner $0,1\text{ }\mu\text{m}$ bzw. $0,54''$ vernachlässigbar (Tabelle 4.1). Zum Zeitpunkt der maximalen Applanation ($t = 2,4\text{ ms}$) beträgt das Ausweichen des Auges bei einem linearen Druckanstieg max. $3\text{ }\mu\text{m}$. Bei quadratischem Druckanstieg auf den gleichen Endwert und damit anfänglich niedrigerer Beschleunigung liegt die Bewegung noch niedriger bei $0,3\text{ }\mu\text{m}$ bzw. $0,75\text{ }\mu\text{m}$, je nach Dauer der Druckbeaufschlagung. Eine Bewegung des Auges bis zu diesem Zeitpunkt ist aus den Hochgeschwindigkeitsaufnahmen mit einer Positionsauflösung von $15\text{ }\mu\text{m}$ nicht erkennbar.

Tabelle 4.1: Vergleich der Ausweichbewegung des Auges zum Zeitpunkt der max. Applanation ($t=2,4\text{ ms}$) und nach der Verformung ($t=14,88\text{ ms}$) bei einem linearen und quadratischen Druckanstieg

| <i>Rampendauer</i> t_{Anstieg} / ms | <i>Strömungsdruck</i> p_{max} / mbar | <i>Zeitpunkt</i> t_{Mess} / ms | <i>Ausweichen @ t_{Mess}</i> | | | <i>entspricht</i> <i>Gerät</i> |
|--|---|---|--|-------------------------|-------------------------|-----------------------------------|
| | | | dx / μm | dy / μm | dz / μm | |
| 10 (linear) | 111 | 2,4 14,88 | <0,1 44 | <-0,1 -6,5 | 3 364 | CT-10 (Aufnahmen) |
| 10 (quadratisch) | 111 | 2,4 14,88 | <0,1 23 | <-0,1 -3,3 | 0,3 240 | |
| 6 (linear) | 75 | 2,4 14,88 | <0,1 32 | <-0,1 -5 | 3 170 | |
| 6 (quadratisch) | 75 | 2,4 14,88 | <0,1 19 | <-0,1 -2,9 | 0,75 112,5 | CT-80 |

Der Übersicht halber sind in Tabelle 4.1 auch die Ausweichbewegungen des Auges am Ende der Verformung bei $t = 14,88\text{ ms}$ aufgeführt. Die simulierte Verschiebung von $364\text{ }\mu\text{m}$ ist im Vergleich mit der Vermessung der Hochgeschwindigkeitsaufnahmen von $225\text{ }\mu\text{m}$ um den Faktor 1,6 größer. Neben der Messunsicherheit der Aufnahmen kann dies an der in der Simulation vernachlässigten Dämpfung der Augenaufhängung liegen. Die Aussagekraft ist auf Grund der geringen Amplitude jedoch vollkommen ausreichend, so dass keine weitere Verfeinerung der Simulation angestrebt wird.

Die Verschiebung des Auges zum Zeitpunkt der maximalen Applanation ist mit weniger als $3\text{ }\mu\text{m}$ sehr gering und verglichen mit der Verschiebung des Scheitelpunkts von ca. $255\text{ }\mu\text{m}$ eindeutig vernachlässigbar. Die Charakteristik eines linearen oder quadratischen Druckanstiegs besitzt zum Messzeitpunkt einen vernachlässigbaren Einfluss. Grundsätzlich reduziert ein nichtlinearer Druckanstieg die Ausweichbewegung. Eine kürzere Rampendauer des Druck-

anstiegs bewirkt durch die erhöhte Beschleunigung eine größere Verschiebung des Auges. Eine Rückwirkung dieser Verschiebung auf die sensorische Erfassung der Applanation kann jedoch auf Grund der geringen Amplituden ausgeschlossen werden.

4.1.3 Messbedingte Druckänderung im Auge

Jedes nicht-invasive Tonometrieverfahren misst zur Bestimmung des IOP die Reaktionskraft auf eine mehr oder weniger definierte Energieeinwirkung. Dadurch wird ein bestimmtes Volumen an Kammerwasser verdrängt. Auf Grund der nahezu kugelförmigen Gestalt des Auges führt jede Formänderung zu einer Druckerhöhung. Die Augenhülle ist durch den IOP bereits vorgedehnt. Je höher der Druck im Auge ist, desto größer ist die mechanische Spannung in der Augenhülle bei einer reduzierten Elastizität. Dieses Verhalten resultiert aus dem nichtlinearen Spannungs-Dehnungs-Verhalten von Lederhaut und Hornhaut und wird medizinisch *Rigidität* genannt. Es stellt sich also die Frage nach dem Zusammenhang zwischen Volumenverdrängung und resultierender Druckzunahme im Auge.

Die am Häufigsten zitierten Untersuchungen zum Druckanstieg bei definierter Volumenerhöhung des Auges erfolgten durch FRIEDENWALD [42] an enuklierten Augen. Er postuliert aus Versuchen einen exponentiellen Zusammenhang zwischen dem Druck vor der Messung p_0 und dem Druck während der Messung p_1 [29]

$$p_1 = p_0 \cdot e^{K \Delta V} \quad (4.8)$$

mit $p_1 \equiv$ Druck während der Messung, $p_0 \equiv$ Druck vor der Messung,

$K \equiv$ FRIEDENWALD-Konstante, $\Delta V \equiv$ messbedingte Volumenverdrängung.

Zur Bestimmung des IOP verwendet FRIEDENWALD ein Impressionstonometer (Anhang Teil B.7), das prinzipbedingt ein sehr großes Volumen von max. 50 μl ($\approx 1\%$ des Augenvolumens) verdrängt [97]. Die GOLDMANN-Applanationstonometrie verdrängt im Vergleich ca. 0,54 μl ($\approx 0,01\%$), die Luft-Applanationstonometrie 1,6 μl ($\approx 0,02\%$). Das verhältnismäßig große verdrängte Volumen des Impressionstonometers führt zu einer entsprechend großen Drucksteigerung im Auge. Diesen systematischen Fehler könnte man messtechnisch kompensieren, wenn die Rigidität unabhängig vom IOP wäre, wie von FRIEDENWALD angenommen. Dies ist jedoch nicht der Fall, wie inzwischen mehrfach gezeigt wurde, z.B. in [29, 97, 170]. In der Realität steigt die Rigidität mit dem Druck an bzw. sinkt der FRIEDENWALD-Koeffizient K . Durch eine Mittelwertbildung von 500 Augen entgeht FRIEDENWALD dieses Ergebnis.

MCBAIN [128] wird dieser Tatsache gerecht, indem er mit Gl. (4.9) einen allgemeinen Ansatz wählt und durch Messungen an gut 100 Augen quantifiziert. Er bestimmt die Koeffizienten im Mittel zu $a = 34,47 \mu\text{l} (\text{mmHg}^b)^{-1}$, $b = 0,35$ und $c = 0$.

$$\Delta V = a \Delta p^b + c \quad (4.9)$$

Ungünstig zur Klärung der vorliegenden Problematik ist, dass MCBAIN die Approximation erst ab einer Druckbeaufschlagung von 5 mmHg durchführte. Für die Impressionstonometrie

ist dies sinnvoll, für die Applanationstonometrie sind die verwendeten Volumina im Bereich von zwei- bis dreistelligen μl vergleichsweise zu groß. MCBAIN stellt allerdings für die zu erwartenden geringen Druckänderungen die sinnvollste Quelle für eine Abschätzung zur Applanationstonometrie dar. In dem relevanten Bereich des verdrängten Volumens ergibt sich nach MCBAIN eine Erhöhung des IOP für das GAT von $0,01 \mu\text{mHg}$ und das LAT von $0,2 \mu\text{mHg}$. Relativ gesehen ist die nach MCBAIN bestimmte Druckerhöhung für das GAT vier Größenordnungen geringer als der von DRAEGER [29] mit kleiner $0,1 \text{ mmHg}$ angegebene Wert. Bei diesen Ergebnissen stellt sich die Frage, ob die Approximation MCBAINS extrapolierbar ist. Auch der deutlich größere Wert nach DRAEGER ist noch vernachlässigbar gering, so dass im Folgenden keine Berücksichtigung der Druckerhöhung erfolgt.

Damit kann auch ein weiterer Effekt, der „Massageeffekt“, vernachlässigt werden, der auf Grund eines erhöhten IOP den Abfluss des Kammerwassers erhöht. Bestätigt wird diese Schlussfolgerung durch Simulationen des tonometriebedingt vermehrt abfließenden Kammerwassers und der daraus resultierenden Druckreduzierung $< 0,005 \%$ [99].

4.1.4 Beeinflussung der Kammerwasserdynamik

In Abschnitt 2.1 wurde die Funktion des Kammerwassers vorgestellt. Das gesamte Kammerwasser wird durch eine Produktionsrate von 2 bis $6 \mu\text{l min}^{-1}$ im Wesentlichen im Ziliarkörper (Abb. 2.4) gebildet und innerhalb von 1 bis 2 h komplett ausgetauscht [104]. Es stellt sich die Frage, ob durch die Luft-Applanations-tonometrie eine Beeinflussung des IOP über den Zu- oder Abfluss des Kammerwassers zu erwarten ist.

Liegt im Auge ein Fließgleichgewicht aus Kammerwasserproduktion und -resorption vor, so stellt sich ein konstanter IOP ein (die kurzzeitigen Schwankungen aus Abschnitt 3.1 werden in den folgenden Betrachtungen vernachlässigt). Aus den wesentlichen Volumenströmen von Zufluss und Abfluss ergibt sich aus [138]

$$\begin{aligned} \dot{V}_{\text{Zufluss}} &= \dot{V}_{\text{Abfluss}} \\ (p_{\text{arteriell}} - p_{\text{IO}}) \cdot Y_{\text{Ziliar}} + S &= (p_{\text{IO}} + p_{\text{venös}}) \cdot Y_{\text{Trabekel}} - U \end{aligned} \quad (4.10)$$

- mit $p_{\text{arteriell}} \equiv$ Arteriendruck im Ziliarkörper, $p_{\text{IO}} \equiv$ Augeninnendruck,
 $Y_{\text{Ziliar}} \equiv$ 1/Ausflusswiderstand Ziliarkörper (druckunabhängig),
 $S \equiv$ druckunabhängige Kammerwasserproduktion (metabolisch),
 $p_{\text{venös}} \equiv$ Venendruck im Ziliarkörper,
 $Y_{\text{Trabekel}} \equiv$ 1/Abflusswiderstand Trabekelwerk (druckunabhängig),
 $U \equiv$ druckunabhängige Kammerwasserresorption (metabolisch).

Der Vergleich der Konstanten (Tabelle 4.2) verdeutlicht, dass die Kammerwasserproduktion im Wesentlichen durch einen vom IOP unabhängigen Stoffwechselprozess (Symbol S)

Tabelle 4.2: Angabe der für die Kammerwasserdynamik relevanten Parameter bei einem IOP von 20 mmHg [138]

| $p_{\text{arteriell}}$ | p_{IO} | Y_{Ziliar} | S | $p_{\text{venös}}$ | Y_{Trabekel} | U |
|------------------------|-----------------|--|--------------------------------------|--------------------|---|--------------------------------------|
| 30 mmHg | 20 mmHg | $0,02 \frac{\mu\text{l}}{\text{mmHg min}}$ | $2,3 \frac{\mu\text{l}}{\text{min}}$ | 9 mmHg | $0,2 \frac{\mu\text{l}}{\text{mmHg min}}$ | $0,3 \frac{\mu\text{l}}{\text{min}}$ |

erfolgt. Der Abfluss erfolgt primär durch das Trabekelwerk in die venösen Blutgefäße, ebenfalls unabhängig vom IOP, jedoch abhängig vom Blutdruck. Eine direkte Beeinflussung der Kammerwasserdynamik durch die LAT ist also auszuschließen. Wenn überhaupt könnten bei Folgemessungen sekundäre Effekte durch eine psychophysische Beeinflussung des Blutdrucks eintreten [104], die jedoch nicht quantifizierbar sind.

4.1.5 Verformung der Hornhaut

Aus der Analyse der Hochgeschwindigkeitsaufnahmen in Abschnitt 4.1.1 wurde gezeigt, dass, unter Vorbehalt der begrenzten Auflösung der Aufnahmen, nur rund zwei Drittel des der Verformung des Auges entgegengerichteten Drucks durch den IOP verursacht sind. Da die diskutierten Effekte der vorangegangenen Abschnitte ausgeschlossen wurden folgt, dass sich die Energie des Strömungsdrucks in Verformungsarbeit der Hornhaut und den zu messenden IOP aufteilt. Die folgenden Überlegungen sollen die Aufteilung der Verformungsarbeit bezüglich Biegung und Massenbeschleunigung abschätzen.

Während in Abschnitt 4.1.3 das Spannungs-Dehnungsverhalten bzw. die Nachgiebigkeit auf den Innendruck des Auges betrachtet wurde, wird in diesem Abschnitt nur die durch den Druckluftstrahl von außen verursachte Verformung der HH analysiert. Die integrale Quantifizierung der Volumensteifigkeit aus Abschnitt 4.1.3 kann hier nicht verwendet werden.

Steifigkeit der Hornhaut

LUDWIG [122] berechnet für die quasi-statische Applanationstonometrie mit einem FEM-Modell die Gegenkraft der Hornhaut in Abhängigkeit vom Applanationsdurchmesser. Für ein durchschnittliches Auge bestimmt er die Gegenkraft der HH zu ca. 27 % der gesamten Kontaktkraft. Dieser Anteil ist nach seiner Aussage unabhängig vom IOP und nur abhängig von der Rigidität. Die HH ist in dem FEM-Modell linear elastisch modelliert. Die Entscheidung für diese Modellierung und weitere notwendige Details sind nicht dokumentiert. Ein linear-elastisches Modell erscheint für biologische Gewebe gewagt. Trotzdem stellen die Angaben von LUDWIG die einzig bekannten Werte dar. Unter Berücksichtigung der bereits diskutierten Korrekturfaktoren (Abschnitt 3.2.2) kann der gemessene IOP bei einer Änderung der HH-Dicke um $\pm 50 \mu\text{m}$ um $\pm 5 \text{ mmHg}$ schwanken. Mit Kenntnis der Kalibration eines LAT (Ab-

schnitt 9.2.3) lässt sich die Schwankung der statischen Gegenkraft der HH in Abhängigkeit ihrer Dicke zu $\pm 20\%$ bestimmen.

Eine statische Vermessung der Gegenkraft ist sehr aufwändig, da GOLDMANN gezeigt hat, dass, in dem tonometrisch relevanten Bereich des Applanationsdurchmessers von 3 bis 4 mm, die Steifigkeit der HH durch die Rückwirkung der Adhäsionskräfte des Tränenfilms auf einen Messstempel kompensiert werden. Außer der Kraftmessung der Kraft müssten also auch die Kontaktwinkel des Tränenflüssigkeitsrings präzise vermessen werden. Die bekannten Pathologien des Tränenfilms, aber auch eigene Erfahrungen an gesunden Augen zeigen eine deutliche Tagesformabhängigkeit des Tränenfilms hinsichtlich der optischen Eigenschaften (Abschnitt 6.3.3), die auch einen Rückschluss auf eine veränderte Viskosität zulassen.

Ein Auge in vivo ohne Tränenfilm ist aus gesundheitlichen Gründen nicht realisierbar. Ein Ersatz durch ein Auge in vitro zu nutzen ist bzgl. der biomechanischen Eigenschaften der Hornhaut sehr risikobehaftet. Das Auge beginnt post mortem zu quellen und verliert damit, vor allem senkrecht zur Schalenenebene, an Steifigkeit [79]. Eigene Erfahrungen bestätigen diesen Effekt [105].

Ethisch diskussionwürdig, aber eine letzte zu betrachtende Variante wäre eine Vermessung der HH von Tieren. Schweineaugen zeigen jedoch bei dynamisch-mechanischen Messungen zur Gewebecharakterisierung ein vom menschlichen Auge stark abweichendes Verhalten [166]. In [124] werden Versuchsreihen durchgeführt, um die Steifigkeit der HH für verschiedene Säuger zu bestimmen. Umgerechnet als Gegendruck auf den Stempel des Applanations-tonometers werden folgende anteilige Drücke angegeben: beim Mensch 3,9 bis 4,15 mmHg, bei der Katze 1,07 bis 1,39 mmHg, beim Hund 2,08 bis 2,12 mmHg und beim Kaninchen um Null mmHg. Die Betrachtung der Struktur der HH (Abschnitt 4.2.1) zeigt, dass der Verlauf der Gewebestrukturen des menschlichen Auges scheinbar deutlich an die mechanischen Anforderungen angepasst ist. Eine Übertragbarkeit der mechanischen Eigenschaften von Tieraugen auf menschliche Augen ist damit nicht grundsätzlich gegeben.

Eine valide Angabe über die Steifigkeit der menschlichen Hornhaut kann aus der Literatur nicht getroffen werden. Der Anteil der Steifigkeit am Gegendruck des Auges zum Druckluftstrahl scheint aber signifikant deutlich über den Werten der vorherigen Abschnitte zu liegen.

Massenbeschleunigung

Neben der Biegung der Hornhaut erfolgt durch die Applanation eine Verdrängung eines Volumens. Das Ausmaß dieser Massenbeschleunigung wird im Folgenden abgeschätzt. Für die erste Betrachtung wird keine Spannungsverteilung in der Hornhaut berücksichtigt und die Verteilung der Reaktionskräfte bzw. -drücke über dem Querschnitt als homogen betrachtet.

Die Massenträgheit des Auges gegen die Verformung durch den Druckluftstrahl erzeugt einen Gegendruck nach Gl. (4.11)

$$p(t) = \frac{F(t)}{A(t)} \quad (4.11)$$

$$\text{mit } F(t) = m(t) \cdot a(t) \quad (4.12)$$

$$\text{und } m = \rho \cdot V(t). \quad (4.13)$$

Für den Fall des linearen Druckanstiegs, wie z.B. mit dem in den Hochgeschwindigkeitsaufnahmen verwendeten Tisch-LAT Topcon CT-10, wurde eine konstante Beschleunigung bestimmt. Es ergibt sich ein Verlauf des dynamischen Gegendrucks nach Gl. (4.14) (Herleitung s. Anhang Teil C.5)

$$p_{\text{lin}}(t) = \frac{2 \rho [3R - c_{\text{e, lin}} \cdot t^2] \cdot c_{\text{e, lin}}}{3 [2R - c_{\text{e, lin}} \cdot t^2]^2}. \quad (4.14)$$

Für einen quadratischen Anstieg des Strömungsdrucks, wie er teilweise bei neueren LAT genutzt wird, erhöht sich der Exponent der Zeitabhängigkeit. Ein nichtlinearer Druckanstieg soll im Vergleich mit einem linearen Anstieg beim Patienten ein angenehmeres Empfinden des Druckluftstrahls erzeugen. Es ergibt sich ein zeitlicher Verlauf des dynamischen Gegendrucks

$$p_{\text{quad}}(t) = \frac{6 \rho [3R - c_{\text{e, quad}} \cdot t^3] \cdot c_{\text{e, quad}} \cdot t}{3 [2R - c_{\text{e, quad}} \cdot t^3]^2}. \quad (4.15)$$

Zum Zeitpunkt der maximalen Applanation $t = 2,4 \text{ ms}$ ergibt sich je nach Art des Druckanstiegs ein in Tabelle 4.3 angegebener Gegendruck.

Tabelle 4.3: Dynamischer Gegendruck bei einem linearen und einem quadratischen Strömungsdruckanstieg

| <i>Dynamischer Gegendruck</i> | <i>Strömungsdruckanstieg linear</i> p_{lin} | <i>Strömungsdruckanstieg quadratisch</i> p_{quad} |
|-------------------------------|---|---|
| absolut | 0,17 mmHg | 0,51 mmHg |
| relativ (IOP = 15 mmHg) | 1,1 % | 3,4 % |

Erwartungsgemäß erhöht sich mit zunehmender Nichtlinearität des Strömungsdruckverlaufs der dynamische Gegendruck des Auges durch die mit der Zeit zunehmenden Beschleunigung. Trotzdem ist dieser Anteil am gesamten Gegendruck des Auges mit bis zu 3,4 % des IOP als sehr gering einzustufen. Die Charakteristik der Druckanregung besitzt also einen untergeordneten Einfluss auf die Messunsicherheit.

4.1.6 Natürliche Augenbewegungen

Die natürlichen Augenbewegungen stellen keine Reaktion auf den Druckluftstrahl dar. Sie sind jedoch zu jedem Zeitpunkt vorhanden, so dass sie bei der Betrachtung der Einflussgrößen auf die Messungen mit dem LAT ebenfalls in Betracht gezogen werden müssen.

In Abschnitt 2.1 wurde bereits angeführt, dass im menschlichen Auge nur in einem kleinen Bereich, der Fovea Centralis (Abb. 2.1), eine scharfe Abbildung mit hoher Auflösung erfolgt. Im Gegensatz zu einigen anderen Säugern ist das menschliche Auge aber in der Lage, sich in der Augenhöhle zu bewegen. Durch ständige, meist ruckartige Bewegungen werden nacheinander verschiedene Bereiche des Gesichtsfeldes auf der Fovea Centralis abgebildet, was das Erkennen von detailreichen Objekten ermöglicht (Abb. 2.2). Während der Bewegung, der Sakkade, erfolgt keine Wahrnehmung, das Gehirn speichert das letzte Bild ab. Erst im Stillstand, der Fixation, wird die Wahrnehmung fortgesetzt.

Die Bewegungen des Auges erfolgen unterbewusst. Es werden eine Vielzahl an Arten von Sakkaden bzw. Bewegungen unterschieden (normale, kurze, Mikro-, überschießende Sakkaden, Tremor, Drift, ...), deren Funktion für diese Arbeit jedoch nicht relevant ist. Für Details sei z.B. auf [21, 30] verwiesen. Für die Tonometrie relevant sind die kinetischen Aspekte der Sakkaden. Folgende Beschleunigungen und maximale Geschwindigkeiten lassen sich aus den Bewegungen und deren Dauer abschätzen (Tab. 4.4).

Tabelle 4.4: Natürliche Augenbewegungen mit ihren kinematischen Kenngrößen (nach [30])

| <i>Bewegungsart</i> | <i>Frequenz / Hz</i> | <i>Amplitude (lateral) / μm</i> | <i>Dauer der Bewegung / ms</i> | <i>Beschleunigung / m s^{-2} ca.</i> | <i>maximale Geschwindigkeit / mm s^{-1} ca.</i> |
|---------------------|--------------------------|---|--|--|---|
| Tremor | 90 | 36 | 5 | 1,44 | 7,2 |
| Drift | 10 | 50 | 100 | 0,005 | 0,5 |
| Mikrosakkaden | 3 | 70 | 25 | 0,11 | 2,75 |
| Sakkaden | 0,01 | 2000 | 45 | 0,99 | 44 |

Das Verfolgen des Tremors ist für ein Handgerät auf Grund der hohen Beschleunigung technisch anspruchsvoll. Eigene Erfahrungen zeigen, dass sich mit Übung und einer informationsarmen Umgebung zumindest die Sakkaden minimieren lassen. Für die verbleibenden natürlichen Bewegungen muss ein Messsystem tolerant sein.

Als Schutzreflex ist das Schließen der Augenlider bekannt. Dafür werden Reaktionszeiten zwischen 70-180 ms angegeben [176]. Die Hochgeschwindigkeitsaufnahmen zeigen, dass bei Anwendung des LAT in Erwartungshaltung die Reaktion sogar nur ca. 25 ms dauert. Auf Grund der ausreichend langen Verzögerung wird die IOP-Messung davon nicht beeinflusst.

Für die Durchführung der Messung könnte ein Vorgehen aus ophthalmologischen Untersuchungen am Auge hilfreich sein. In diesem Fall wird der Patient angewiesen, in die Ferne zu schauen, um den Blinzelreflex zu minimieren [57]. Durch die fehlende Akkommodation ist das schützende Blinzeln bei Annäherung ans Auge deutlich reduziert. Diese Anweisung empfiehlt sich auch für ein Selbsttonometer.

4.1.7 Fazit zur Abschätzung auftretender Effekte

Die betrachteten Effekte, die während der Anwendung des LAT Einfluss auf die Messunsicherheit nehmen könnten, sind als Übersicht in Tabelle 4.5 aufgeführt.

Tabelle 4.5: Übersicht der betrachteten Effekte bei Anwendung des LAT und deren Einfluss auf die Messunsicherheit

| <i>Effekt</i> | <i>signifikant (systematisch)</i> | <i>signifikant (zufällig)</i> | <i>vernachlässigbar</i> |
|-----------------------------------|---------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|
| Ausweichen des Augapfels | | | × |
| Messbedingte Druckänderung | | | × |
| Beeinflussung Kammerwasserdynamik | | | × |
| Verformungskräfte der HH | × | | |
| Augenbewegungen | | × | |

Systematische Messfehler

Die Betrachtung der einzelnen systematischen Effekte zeigt, dass bei der Messung des IOP nach dem Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie dem Strömungsdruck nur drei Größen entgegenwirken (Abb. 4.8):

1. Der Augeninnendruck selbst
2. Die Biegesteifigkeit der Hornhaut
3. Die Massenträgheit des verschobenen Volumens

Eine Abschätzung der Biegesteifigkeit der Hornhaut ist nur aus den Werten von LUDWIG [122] möglich. Er rechnet ca. 27 % Kontaktkraft der Biegesteifigkeit zu. Details für das zu Grunde gelegte Modell fehlen.

Eine Abschätzung der Trägheitskräfte zeigt den sehr geringen Anteil am Strömungsdruck. Bezogen auf den zu messenden IOP erzeugt die Massenbeschleunigung einen Gegendruck von 1 % bis 3 %, je nach zeitlichem Anstieg des Strömungsdrucks.

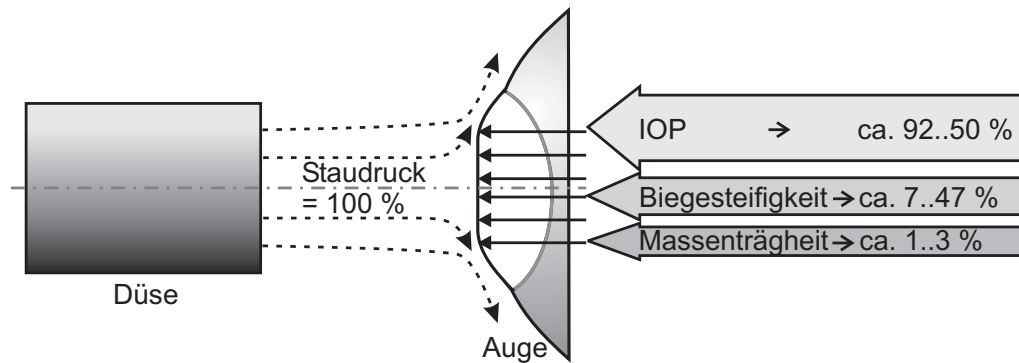


Abb. 4.8: Abschätzung der Anteile der Gegendrücke des Auges bei Beaufschlagung des Druckluftstrahles .

Aus theoretischer Sicht ist für eine minimale Verschiebung des Auges ein nichtlinearer Druckanstieg zu bevorzugen. Für einen minimalen dynamischen Gegendruck ist ein linearer Druckanstieg zu wählen. Jedoch sind die absoluten Anteile dieser Effekte so gering, dass bei keiner Variante ein entscheidender Nachteil entsteht.

Die Signifikanz des Gegendrucks durch die Biegesteifigkeit erscheint plausibel, lässt sich aber auf Grund unvollständiger Angaben von LUDWIG nicht valide angeben. Eine Abhängigkeit von der Hornhautdicke ist nicht betrachtet. Es gibt jedoch empirisch ermittelte, lineare Korrekturfaktoren für die LAT-Messwerte in Abhängigkeit von der Hornhautdicke, die je nach Autor gravierend schwanken [49, 180]. Aspekte wie Anisotropie und Viskoelastizität der Hornhaut sind für diese erste orientierende Abschätzung noch gar nicht betrachtet. Daher erfolgt im nächsten Abschnitt eine Betrachtung der mechanischen Eigenschaften der Hornhaut. Das Ziel ist die Modellierung der für den Anwendungsfall der Luft-Appplanationstonometrie relevanten Teile des Auges zur Identifikation der Abhängigkeit des LAT-Messwertes von der Physiologie und Anatomie des Auges. Die Modellbetrachtung erscheint vorteilhaft, da sie die Einflüsse bei einer empirischen Messung vermeidet, wie z.B. die Messunsicherheit der verwendeten Geräte oder systematische und zufällige Fehler beim Vorgehen, wie beispielsweise Veränderungen am mechanischen Verhalten von Gewebe post mortem.

Zufällige Messfehler

Als zufällige Einflüsse auf die Messunsicherheit sind insbesondere die natürlichen Augenbewegungen zu nennen. Eine Verdrehung des Auges bzw. Verschiebung des Messpunktes aus der Messachse der Düse kann auf Grund der nicht mehr rotationssymmetrischen Verformung bis zur Unbrauchbarkeit der Messung führen. Eine Quantifizierung der Messunsicherheit ist auf Grund der komplexen mechanischen Zusammenhänge bei der Verformung nicht ohne sehr hohen Aufwand möglich. Eine Minimierung der Sakkaden ist in bestimmten Situationen möglich. Trotzdem ist auf eine gerätetechnisch bestmögliche Ausrichtung der Messachse zum Au-

ge zu achten, um den zufälligen Fehler so weit wie möglich zu minimieren.

Je nach Messverfahren können auch weitere schwankende physiologische Eigenschaften relevant sein, wie z.B. die optischen Reflexionseigenschaften oder individuell verschiedene Geometrien der Hornhaut.

Neben einer zufälligen Schwankung der Parameter des Auges kann sich bei einem gehaltenen Selbsttonometer auch eine Bewegung der Messeinheit durch den Patienten nachteilig auswirken. Die Auswirkung ist identisch mit einer Bewegung des Auges. In der Zielgruppe ist mit einem Tremor z.B. durch eine Parkinson-Erkrankung zu rechnen (4-8 Hz). Eine Quantifizierung des Einflusses auf den Messwert ist nicht möglich. Daher ist eine Kompensation einer zitternden Bewegung oder deren Einfluss anzustreben.

4.2 Mechanische Beschreibung der Augenhülle

Zur Verifizierung der vorangegangenen Abschätzungen wird eine mechanische Modellierung des vorderen Augenabschnitts angestrebt. Die größte Bedeutung besitzt dabei die Hornhaut des Auges, die im Folgenden näher betrachtet wird. Eine kleine Materialkunde zur Erläuterung der verwendeten Begriffe aus der Mechanik ist im Anhang Teil C.6 aufgeführt.

4.2.1 Struktur der Hornhaut

Die Hornhaut des menschlichen Auges besteht aus sieben Schichten (Abb. 4.9) mit unterschiedlichen Funktionen. Die Gesamtdicke beträgt im statistischen Mittel ca. 560 μm .

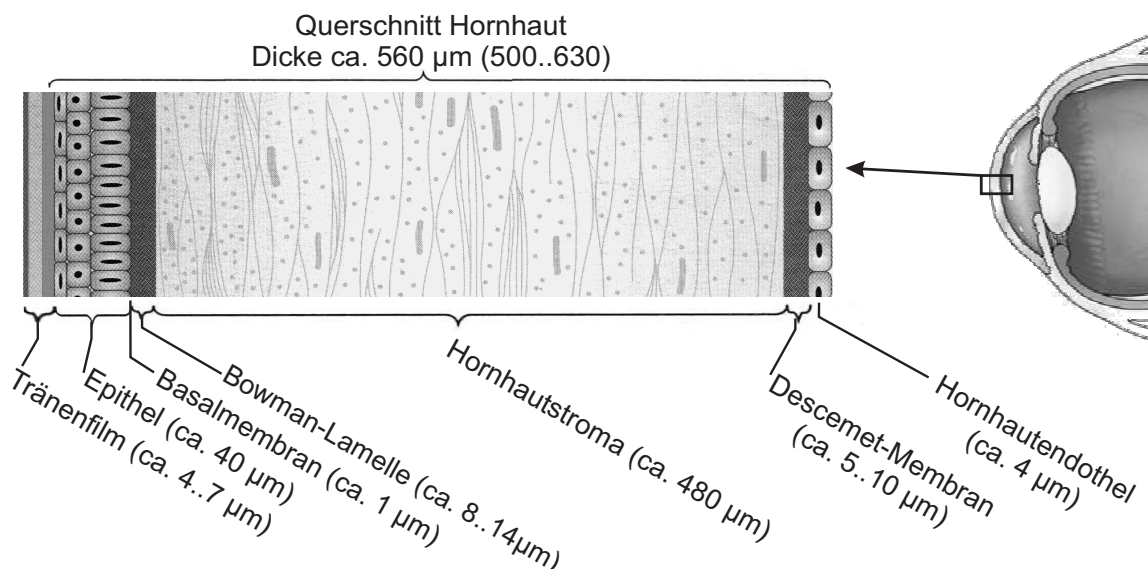


Abb. 4.9: Querschnitt (nicht maßstäblich) der menschlichen Hornhaut des Auges mit Bezeichnung der einzelnen Schichten [56].

Die grob strukturierte Oberfläche der Hornhaut wird durch den **Tränenfilm** abgeschlossen und gleichzeitig eingeebnet. Dieser ernährt das darunterliegende Epithel, das durch Zellverschiebungen und schnelle Zellteilungen innerhalb von Stunden Defekte des Epithels regenerieren kann. Ohne Tränenfilm erfolgt eine starke Streuung an der Oberfläche, so dass nur ein unscharfes Bild wahrgenommen werden kann. Gleichzeitig schützt der Tränenfilm durch ein bakterizides Ferment vor Infektionen. Eine Störung des Tränenfilms ist daher die Ursache vieler Hornhauterkrankungen [56]. Details zu den optischen Eigenschaften sind in [136] aufgeführt.

Die Funktion des Tränenfilms (Abb. 4.9) ist nicht nur für eine klare Sicht wichtig, sondern auch für die Anwendung insbesondere optischer Sensoren relevant (Kapitel 6). Der Tränenfilm setzt sich aus drei Schichten zusammen (von außen nach innen) [56]:

1. Die **Lipidschicht** verhindert die schnelle Verdunstung der wässrigen Schicht und reduziert die Oberflächenspannung, um eine bessere Benetzung der HH zu erreichen.
2. Die **wässrige Schicht** ist die dickste Schicht und der wesentliche niederviskose Einebner der HH.
3. Die **Muzinschicht** ist der Haftvermittler zwischen der wässrigen Schicht und der Epitheloberfläche.

Die **Basalmembran** verbindet das **Epithel** mit einer der drei tragenden Schichten: der **Bowman-Lamelle**. Diese Lamelle existiert unter den Säugern nur in Augen von Primaten [65]. Sie ist nicht regenerationsfähig und vernarbt daher bei Verletzungen. Die Kollagenstrukturen (Proteine) sind in der Bowman Lamelle unregelmäßig angeordnet, im Gegensatz zu den regelmäßigen Strukturen des darunterliegenden Stromas. Die Bowman'sche Membran lässt sich als modifiziertes Stromagewebe interpretieren [8].

Rund 80 % der Dicke der Hornhaut macht das **Stroma** aus, das seine Dicke durch Einlagerung von Wasser stark verändern kann. Ein Hornhautödem beispielsweise stellt eine krankhafte Verdickung der HH durch Schwellung dar. Die Kollagene des Stromas zeichnen sich durch eine geringe Dehnbarkeit aus [65]. Sie sind in 200 bis 250 Schichten mit je 20 bis 25 μm Dicke angeordnet. Innerhalb einer Schicht verlaufen die Kollagenfibrillen parallel. Die Lage der einzelnen Schichten variiert in einem Intervall von $\pm 45^\circ$ in vertikaler und horizontaler Richtung. Dadurch entsteht ein Gitter mit nahezu regelmäßiger Struktur, das sich in dem hohen Transmissionsgrad der Hornhaut von rund 90 % positiv auswirkt. Die Ausrichtung entspricht der Orientierung der Ansatzstellen der vier äußeren geraden Augenmuskeln. Die Kollagenfibrillen des Stromas sind damit ein Teil des optokinetischen Systems des Auges, da sie auch Kräfte dieser vier Augenmuskeln aufnehmen [8]. Beim Kaninchen z.B., das seine Augen nicht bewegt, laufen die Kollagenfasern des Hornhaut-Stromas weitgehend parallel in Bündeln [80] und nicht versetzt wie beim Menschen.

Zum Augeninneren wird die HH durch die dritte tragende Schicht, die **Descemet-Membran** und das **Hornhautendothel** abgeschlossen. Das Endothel erfüllt zwei wichtige

Aufgaben. Zum einen bildet es eine Barriere, die das Kammerwasser weitgehend daran hindert, in das Stroma einzudringen. Zum anderen enthält es Ionenpumpen, die unter Verbrauch von Stoffwechselenergie Wasser aus der Hornhaut in die mit Kammerwasser gefüllte Vorderkammer pumpen und somit die Leckrate der Membran kompensieren. Dadurch wird im Stroma ein konstanter Wassergehalt von 78 % und eine konstante zentrale Hornhautdicke von durchschnittlich ca. 560 μm gewährleistet. Stoppt die Ionenpumpe ihre Funktion, wie es zum Beispiel an Augen in vitro der Fall ist, so quillt die HH durch vermehrte Wassereinlagerung auf. Das mechanische Gleichgewicht aus den gespannten Kollagenfasern und dem Quellungsdruck geht verloren. Die Folge ist eine Reduzierung der Steifigkeit der HH [79]. Nach acht Stunden kann bereits eine Dickenzunahme von 50 % und mehr erfolgt sein [52]. Daher ist der Einfluss des Todeszeitpunkts von Augen in vitro bei mechanischen Vermessungen der Hornhaut nicht zu vernachlässigen. Eine Entquellung der HH wurde mehrfach diskutiert [166].

Die Ernährung des zellarmen und gefäßlosen Hornhautgewebes mit Aminosäuren und Glukose erfolgt durch Diffusion aus den Randbereichen der HH, aus dem Kammerwasser und dem Tränenfilm [104] sowie dem Sauerstoff aus der Luft [56]. Die Hornhaut ist zur Gewährleistung von Schutzreflexen im Vergleich mit der vierfachen Nervendichte der Fingerkuppen durchzogen und zählt damit zu den schmerzempfindlichsten Organen des menschlichen Körpers. In der zentralen HH können Kräfte ab 10 nN wahrgenommen werden [8], so dass auch der Druckluftimpuls deutlich wahrgenommen wird.

4.2.2 Schwankungen der Hornhautdicke

Die zentrale Dicke der Hornhaut beträgt im statistischen Mittel ca. 560 μm (je nach Autor), in einem Bereich von ca. 500 bis 630 μm (Abb. 4.10). Starke aber seltene Abweichungen der Dicke von 380 bis 720 μm sind bekannt und häufig pathologisch [30, 172]. Schwankungen resultieren im Wesentlichen aus einer veränderten Dicke des Stromas. Auf Grund der kontinuierlichen Pumpleistung der Bowman-Lamelle kann die HH-Dicke im Tagesverlauf schwanken. Des weiteren können krankhafte Veränderungen eine größere HH-Dicke hervorrufen. Beim HH-Ödem z.B. erfolgt eine vermehrte Einlagerung von Wasser.

4.2.3 Viskoelastizität

Die meisten biologischen Gewebe besitzen ein viskoelastisches Verhalten, d.h. eine zeitliche Abhängigkeit des Spannungs-Dehnungsverhalten von der Deformationsgeschwindigkeit, der Dehnung oder der Vorbelastung. In [90] betragen die kleinsten Zeitkonstanten der Viskoelastizität ca. 30 s. Daher ist ein viskoelastisches Verhalten bei Anwendung des LAT mit Messzeiten von maximal 6 ms nicht zu erwarten.

Die Viskoelastizität ist aber bei der Vermessung des Spannungs-Dehnungsverhaltens der HH zu berücksichtigen. Nur wenige Autoren geben die zeitlichen Rahmenbedingungen ihrer

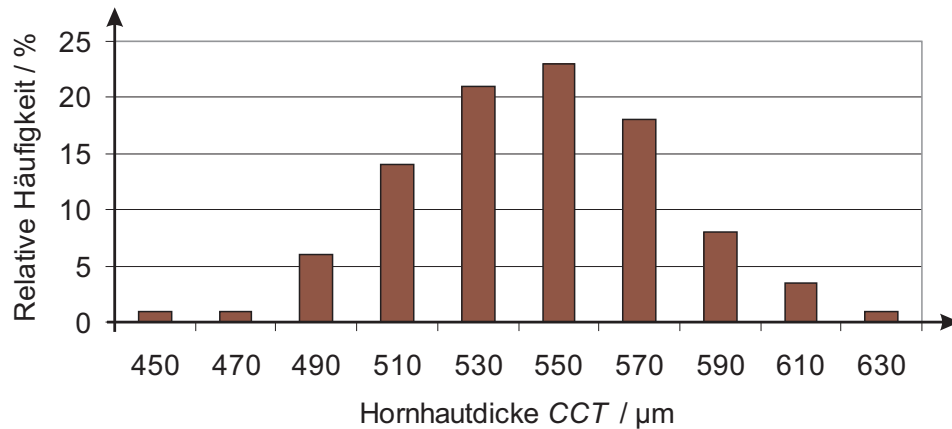


Abb. 4.10: Relative Verteilung der Hornhautdicke von 103 Probanden [172].

Messungen, eine bewusste Relaxation oder Vorkonditionierung der Gewebe an. Starke Diskrepanzen (Abschnitt 4.2.5) können die Folge sein.

4.2.4 Anisotropie der Hornhaut

Das Vorhandensein isotroper oder anisotroper Eigenschaften der HH wird in der Literatur nur in den seltensten Fällen diskutiert. Alle Modellbildungen zur Bestimmung der Reaktionskräfte der HH bei der Applanationstonometrie gehen von isotropen Eigenschaften aus [72, 122, 149]. Die vorangegangene Betrachtung der Anatomie zeigt jedoch ebenenweise, versetzt geschichtete Kollagenfasern, die mikroskopisch betrachtet eine eindeutige Anisotropie aufweisen. Eine Isotropie des gesamten Faserverbundes ist theoretisch nicht ausgeschlossen, aber keinesfalls naheliegend. Daher erfolgt eine nähere Betrachtung der mechanischen Eigenschaften, um eine eindeutige Begründung einer Istropie oder Anisotropie zu liefern.

Eine häufig zitierte Quelle bzgl. der Iso- bzw. Anisotropie der HH stammt von WOO [195] aus dem Jahr 1972. WOO beaufschlagt Augen mit einem Innendruck und misst die resultierende Dehnung. Aus den Daten werden Spannungs-Dehnungs-Kennlinien der HH bestimmt. In den Messwerten kann keine Anisotropie nachgewiesen werden. Diese Aussage wird auf den Belastungsfall der Tonometrie übertragen [122, 149, 72], was mechanisch gesehen fragwürdig ist. Lässt sich bei interner Belastung der HH kein anisotropes Verhalten messen, so ist dies kein Beweis für ein identisches Verhalten bei einer externen Last, wie der Tonometrie. Eine Diskussion für die Tonometrie fehlt bislang in der Literatur.

Grundsätzlich muss die Relevanz einzelner Materialeigenschaften an Hand des Belastungsfalls unterschieden werden. Die häufigste Anwendung für Modelle der HH ist die refraktive Chirurgie zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten (s. Anhang Teil E.3). In diesem Fall ist die HH vom Krümmungszentrum aus durch den Augeninnendruck belastet, also senkrecht zur Fa-

serrichtung; es treten nur Zugspannungen. Eine lokale Reduzierung der Materialdicke durch den chirurgischen Eingriff führt zu erhöhten Zugspannungen in diesem Bereich. Der Belastungsfall bleibt nahezu identisch. Die Auswirkungen einer Anisotropie dürften gering und ein Fehler einer isotropen Betrachtung in diesem Fall vernachlässigbar sein.

Bei Anwendung der Applanationstonometrie erfolgt ebenfalls eine Belastung senkrecht zur Faserrichtung, allerdings auf der konvexen Außenseite der HH. Bei der Luft-Applanationstonometrie ist die Belastung nur näherungsweise senkrecht zur Oberfläche, da zusätzlich zum statischen Druck des Druckluftstrahls auch tangential Reibungskräfte durch das Abströmen der Luft erzeugt werden. Auf Grund der strömungstechnisch sehr glatten Oberfläche werden diese Kräfte für die folgenden Betrachtungen vernachlässigt. Die Abflachung der HH durch Biegung führt zu einer Reduzierung der Zugspannungen. Je nach Autor und gemessenem Spannungs-Dehnungsverhalten beträgt die Vordehnung der HH bei einem IOP von 15 mmHg zwischen 0,42 % [71] und 7,6 % [115]. Bei einem maximalen Applanationsdurchmesser von 4 mm beträgt die absolute Reduzierung der Dehnung der Hornhaut in diesem Bereich ca. 1 %. Es ist davon auszugehen, dass sich die Dehnungsänderung nicht nur auf den applanierten Bereich beschränkt, sondern über der Hornhaut verteilt. Bezogen auf die gesamte Bogenlänge der Hornhaut-Kontur ergibt sich eine absolute Verringerung der Dehnung um 0,35 %. Eine Stauchung der HH ist bei Anwendung des LAT also nicht zu erwarten, aber eine Reduzierung der Dehnung durch Biegung. Die Auswirkungen einer Anisotropie können relevant sein. Offen bleibt die Frage nach den relevanten Materialparametern, die zur Berechnung der LAT-Beanspruchung verwendet werden müssen.

Der Verbund aus den Kollagenfaser-Schichten lässt sich mechanisch als Laminat beschreiben. Zur Analyse des Materialverhaltens wird aus der sphärischen Geometrie ein infinitesimal kleines Volumenelement betrachtet, so dass die klassische Laminattheorie für den ebenen Fall genutzt werden kann. Sie basiert auf dem HOOKEschen Gesetz, das im allgemeinen, dreidimensionalen Fall

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{c} \cdot \boldsymbol{\varepsilon} \quad (4.16)$$

den Zusammenhang zwischen dem mechanischen Spannungstensor $\boldsymbol{\sigma}$ und dem Dehnungstensor $\boldsymbol{\varepsilon}$ über den Elastizitätstensor \boldsymbol{c} herstellt. Auf Grund von Symmetriebedingungen sind nicht alle 81 Komponenten des Elastizitätstensors vierter Stufe unabhängig, so dass sich dieser zu einer 6×6 Matrix reduzieren lässt. Damit nimmt im allgemein anisotropen Fall das HOOKEsche Gesetz die Form von

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \\ \tau_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} & c_{15} & c_{16} \\ c_{12} & c_{22} & c_{23} & c_{24} & c_{25} & c_{26} \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} & c_{34} & c_{35} & c_{36} \\ c_{14} & c_{24} & c_{34} & c_{44} & c_{45} & c_{46} \\ c_{15} & c_{25} & c_{35} & c_{45} & c_{55} & c_{56} \\ c_{16} & c_{26} & c_{36} & c_{46} & c_{56} & c_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

mit den Normalspannungen σ_i , den Schubspannungen τ_{ij} und den Dehnungen ε_i sowie Verzerrungen γ_{ij} an. Die klassische Laminattheorie legt einen ebenen Spannungszustand zu Grunde, d.h. dass die Spannungskomponenten σ_3 , τ_{13} und τ_{23} verschwinden.

Zur Beschreibung des Laminatverhaltens ist es zweckmäßig, mit zwei Bezugssystemen zu arbeiten. Das erste ist in der Vorzugsrichtung der Fasern orientiert und rotiert parallel bzw. senkrecht mit der Ausrichtung der Fasern (Koordinaten 1, 2, 3). Das zweite Bezugssystem steht fest, z.B. in der Winkelhalbierenden der Faserrichtungen (Koordinaten x, y, z; Abb. 4.11). Durch eine Koordinatentransformation wird das 123-System mit seinen verschiedenen Rich-

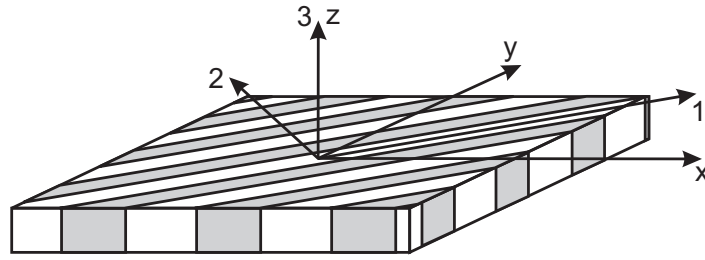


Abb. 4.11: Laminat-Koordinatensystem 1-2-3 und Hauptachsensystem x-y-z.

tungen auf das xyz-System bezogen. Die Transformation (Anhang Teil C.7) der Steifigkeiten c_{ij} ist in den reduzierten Steifigkeiten \bar{q}_{ij} formuliert. Es entsteht Gl. (4.18) [7] für eine k -te Einzelschicht

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}_k = \begin{bmatrix} \bar{q}_{11} & \bar{q}_{12} & \bar{q}_{16} \\ \bar{q}_{12} & \bar{q}_{22} & \bar{q}_{26} \\ \bar{q}_{16} & \bar{q}_{26} & \bar{q}_{66} \end{bmatrix}_k \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix}. \quad (4.18)$$

\bar{q}_{ij} ist für ein Laminat mit zwei abwechselnden Faserrichtungen für jede zweite Schicht k identisch. Die Spannungen σ_i und τ_{12} weisen bzgl. der Laminatdickenrichtung z nur ein schichtweise lineares Verhalten, mit theoretischen Spannungssprüngen an den Schichtübergängen, auf. Die Verzerrungen und Verkrümmungen der Mittelfläche werden mit dem Vektor aus $\varepsilon_x^0, \varepsilon_y^0, \gamma_{xy}^0$ und $\kappa_x, \kappa_y, \kappa_{xy}$ charakterisiert (Details s. Anhang Teil C.7) [7].

Zur Beschreibung nicht nur einer Schicht, sondern des gesamten Laminatverhaltens werden die über die Laminatdicke h verteilten Spannungen aus Gl. (4.18) zu den resultierenden Schnittkräften und Schnittmomenten zusammengefasst

Schnittkräfte:

$$\begin{bmatrix} F_{N,x} \\ F_{N,y} \\ F_{N,xy} \end{bmatrix} = \int_{-h/2}^{h/2} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} dz = \sum_{k=1}^N \int_{z_{k-1}}^{z_k} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}_k dz \quad (4.19)$$

Biege- und Torsionsmomente:

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \int_{-h/2}^{h/2} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} z \, dz = \sum_{k=1}^N \int_{z_{k-1}}^{z_k} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}_k z \, dz \quad (4.20)$$

Die Wirkrichtungen der einzelnen Größen sind im Anhang Teil C.7 dargestellt. Das Einsetzen der Spannungen nach Gl. (4.18) in Gl. (4.19) sowie (4.20) und Zusammenfassen ergibt die charakteristische Laminatsteifigkeitsmatrix, auch *ABD*-Matrix genannt, mit den Dehnsteifigkeiten A_{ij} , den Kopplungssteifigkeiten B_{ij} und den Biegesteifigkeiten D_{ij}

$$\begin{bmatrix} F_{N,x} \\ F_{N,y} \\ F_{N,xy} \\ M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{16} & B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ A_{12} & A_{22} & A_{26} & B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ A_{16} & A_{26} & A_{66} & B_{16} & B_{26} & B_{66} \\ B_{11} & B_{12} & B_{16} & D_{11} & D_{12} & D_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} & D_{12} & D_{22} & D_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} & D_{16} & D_{26} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \\ \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix}. \quad (4.21)$$

Für den Sonderfall eines Laminats, dass dieses nur aus einer homogenen isotropen Einzelschicht mit einem Elastizitätsmodul E und einer richtungsunabhängigen Querkontraktionszahl ν besteht, weist die *ABD*-Matrix folgende Form auf

$$\begin{bmatrix} F_{N,x} \\ F_{N,y} \\ F_{N,xy} \\ M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{Eh}{1-\nu^2} & \frac{\nu Eh}{1-\nu^2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu Eh}{1-\nu^2} & \frac{Eh}{1-\nu^2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Gh & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} & \frac{\nu Eh^3}{12(1-\nu^2)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{\nu Eh^3}{12(1-\nu^2)} & \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{Gh^3}{12} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \\ \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix}. \quad (4.22)$$

Es ist nur die Arbeit von LI [113] aus dem Jahr 2006 bekannt, die die Anisotropie der Hornhaut untersucht. Der Ansatz ist nicht die Messung einer Anisotropie, sondern die Herleitung der mechanischen Eigenschaften auf Grund der anatomischen Struktur der Hornhaut. LI berechnet die Steifigkeit auf Basis des gemessenen Dehnungsverhaltens einzelner Kollagen-Fibrillen. Diese setzt er zu einzelnen Schichten und anschließend zum Schichtverbund aus den senkrecht zueinander versetzten Schichten, dem Laminat, zusammen. Die Richtung der Fasern wird nicht ideal um 90° versetzt (orthotrop) angenommen, sondern als Verteilung einer Gaußfunktion mit einstellbarer Breite. Ebenso wird die Anzahl der Kollagen-Schichten in zwei Varianten mit 300 und 500 Schichten angenommen. Eine Empfehlung, welcher Datensatz die Realität am besten abbildet erfolgt nicht. Bezugnehmend auf die Daten von [8] wird im Folgenden die schmalste betrachtete Gaußverteilung ($\sigma = 0,22$) und 300 Kollagen-Schichten ausgewählt. Je breiter die Gaußverteilung und je mehr Schichten angesetzt werden,

desto geringer werden anisotrope Einflüsse. Die damit von LI bestimmte Laminatsteifigkeitsmatrix lautet

$$\begin{bmatrix} A_{ij} & B_{ij} \\ B_{ij} & D_{ij} \end{bmatrix}_{\text{Li}} = \begin{bmatrix} 0,459 & 0,042 & 0,002 & 0 & 0,001 & 0,001 \\ 0,042 & 0,459 & 0,002 & 0,001 & 0,001 & 0 \\ 0,002 & 0,002 & 0,042 & 0,001 & 0 & 0,001 \\ 0 & 0,001 & 0,001 & 0,454 & 0,041 & 0,002 \\ 0,001 & 0,001 & 0 & 0,041 & 0,463 & 0,001 \\ 0,001 & 0 & 0,001 & 0,002 & 0,001 & 0,041 \end{bmatrix}. \quad (4.23)$$

LI gibt keine Einheiten der Koeffizienten an. Bei Betrachtung der Matrix fällt der isotrope Charakter der Matrixbesetzung auf. Für ein isotropes Materialverhalten ist ein Zusammenhang der Konstanten Elastizitätsmodul, Schermodul und Querkontraktion gegeben [60]:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (4.24)$$

Im Zusammenhang der Koeffizienten ausgedrückt

$$A_{66} = \frac{A_{11} - A_{12}}{2}. \quad (4.25)$$

Das Einsetzen der berechneten Koeffizienten aus Gl. (4.23) in Gl. (4.25) ergibt

$$A_{66} = 0,042 \neq \frac{A_{11} - A_{12}}{2} = 0,208. \quad (4.26)$$

Des weiteren lässt sich die Querkontraktion

$$\nu = \frac{A_{12}}{A_{22}} = 0,092 \quad (4.27)$$

bestimmen. Eine Querkontraktionszahl von 0,092 ist jedoch signifikant geringer als in der Literatur mit $\nu = 0,4$ bis $0,5$ für dieses zu 78 % wasserhaltige Gewebe plausibel angenommen [30, 79, 122, 182]. Sehr deutlich wird die Anisotropie bei Drehung des Koordinatensystems in eine Richtung, die nicht den Vorzugsrichtungen der Fasern entspricht (s. Anhang Teil C.7). Bei einem isotropen Verhalten ist die ABD-Matrix invariant gegenüber Koordinatentransformationen. Die von Li bestimmte Matrix verändert sich jedoch deutlich bei einer Drehung des Bezugssystems von z.B. von 75° zu:

$$\begin{bmatrix} 0,415 & 0,084 & -0,074 & 0,001 & 0 & 0 \\ 0,084 & 0,42 & 0,070 & 0 & 0,001 & 0,001 \\ -0,074 & 0,07 & 0,084 & 0 & 0,001 & 0 \\ 0,001 & 0 & 0 & 0,419 & 0,083 & 0,075 \\ 0 & 0,001 & 0,001 & 0,083 & 0,415 & 0,07 \\ 0 & 0,001 & 0 & -0,075 & 0,07 & 0,083 \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

Insbesondere die Koeffizienten A_{16} , A_{26} , D_{16} , D_{26} sind durch die Drehung ungleich Null. Dieses Verhalten wird als quasi-isotrop bezeichnet [7], d.h. je nach Orientierung des Koordinatensystems kann sich eine Steifigkeitsmatrix mit isotropem Charakter ergeben.

Die Anisotropie der menschlichen Hornhaut auf Basis der Steifigkeitsmatrix von LI ist damit nachgewiesen. Alle bisherigen mechanischen Modelle der HH vernachlässigen diesen Aspekt ohne Begründung. Die Auswirkungen der Anisotropie für den Belastungsfall der Applanationstonometrie müssen quantitativ geprüft werden, um die Relevanz einer anisotropen Modellierung beurteilen zu können. In [147] wird für den Fall der refraktiven Chirurgie, also geringe Abtragungen der HH, bereits von einer Relevanz der Anisotropie berichtet. Dieses Ergebnis legt nahe, dass die Anisotropie bei der Applanationstonometrie erst recht zu modellieren ist, auch wenn ein Nachweis bislang fehlt.

Ein weiteres Indiz für die Anisotropie der HH lässt sich aus dem Schermodul G ableiten. Aus Gl. (4.24) ergibt sich, dass für ein isotropes Material $\frac{E}{G}$ maximal $\frac{3}{1}$ werden kann, nämlich bei $\nu = 0,5$. Es sind zwar nur zwei Arbeiten bekannt [79, 166], in denen der Schermodul bestimmt wurde. Aber beide ermitteln ein Verhältnis $\frac{E}{G} = \frac{100}{1}$, das um den Faktor 33 größer ist als $\frac{3}{1}$.

4.2.5 Steifigkeit der Augenhülle

Die Hülle des Auges besteht aus der optisch transparenten Hornhaut und der weißen Lederhaut (Abb. 2.1). Da während der Tonometrie an der Lederhaut keine nennenswerte Verformung erfolgt, wird auf deren Aufbau nicht näher eingegangen. Die Hornhaut besteht mechanisch gesehen im Wesentlichen aus drei Schichten [8]:

1. Bowman-Lamelle: 5-7 Zellschichten, 1,9 % der HH-Dicke
2. Stroma: anisotrop gebündelte Kollagenfasern, 86 % der HH-Dicke
3. Descemet-Membran: entsteht durch Auflagerung von Kollagenen, 1,4 % der HH-Dicke

Sowohl von der Struktur als auch von der Dicke ist davon auszugehen, dass für Zug- und Biegebeanspruchungen die Eigenschaften des Stromagewebes dominieren.

Gestützt wird diese These durch Untersuchungen von JUE [77], in denen er das Stroma von der Descemet Membran isoliert. Das Spannungs-Dehnungsverhalten der HH bei innerer Druckbeaufschlagung ändert sich kaum, ob mit oder ohne Descemet-Membran. JUE wählt eine sehr ungünstige Achsenbeschriftung und ungenügende Auflösung. Aber diese Arbeit ist die einzige Untersuchung zur Relevanz der Descemet-Membran.

Viele biologische Gewebe weisen neben einem viskoelastischen Verhalten auch ein nicht-lineares Verhalten auf zwischen den mechanischen Spannungen im Gewebe und dessen Dehnung [43]. Dieses Spannungs-Dehnungs-Verhalten wird durch viskoelastische Eigenschaften beeinflusst. Dies ist vor allem bei der Vermessung von Gewebeeigenschaften zu berücksichtigen. Problematisch ist, dass kein Autor eine Vorkonditionierung des Gewebes oder Berück-

sichtigung viskoelastischer Effekte erwähnt. Während der LAT-Messung kann der Einfluss viskoelastischer Effekte auf Grund der sehr kurzen Einwirkzeit vernachlässigt werden.

Für eine messtechnische Bestimmung der für die LAT relevanten mechanischen Gewebeparameter muss das Gewebe vollständig relaxiert sein und darf im Arbeitspunkt kein Kriechen mehr aufweisen. Schwierig ist die Beurteilung der Konditionierung: Im Alltag tritt durch Schwankungen des IOP auch eine Konditionierung auf. Allerdings können die Rahmenbedingungen von Mensch zu Mensch je nach Höhe der IOP-Schwankungen deutlich variieren. Eine abschließende Empfehlung kann nicht gegeben werden. Die verfügbaren Literaturwerte bieten jedoch keine Auswahl.

Für das Verformungsverhalten der HH während der LAT stellt sich die Frage nach der Beschreibung und Identifikation der mechanisch relevanten Parameter. Die Antwort auf diese Frage wird in der Literatur auch unter Berücksichtigung verschiedener Lastfälle sowohl qualitativ wie auch quantitativ teils kontrovers diskutiert.

Spannungs-Dehnungs-Verhalten

Die Hornhaut und Lederhaut weisen ein nichtlineares Verhältnis aus mechanischen Spannungen und Dehnungen auf. Viele Autoren linearisieren dieses Großsignalverhalten im Arbeitspunkt eines physiologischen IOP und geben nur den Elastizitätsmodul an. Der Elastizitätsmodul ist eine Ingenieurskonstante und beschreibt das Spannungs-Dehnungs-Verhalten im linear-elastischen (HOOKEschen) Bereich. Für den Belastungsfall der Verformung der HH durch das LAT ist in dem vorliegenden Fall das Kleinsignalverhalten unzureichend, da die Reaktionskräfte auch in Abhängigkeit des IOP in einem Bereich von 10 mmHg bis 50 mmHg bestimmt werden sollen.

Zur Bestimmung des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens gibt es drei Möglichkeiten:

1. **Theoretische Herleitung als Laminat auf Basis des mikroskopischen Faserverhaltens.** Dieser Ansatz wird bereits in [113, 147] beschrieben. Allerdings veröffentlicht nur [113] verwendbare, quantitative Angaben.
2. **Druckbeaufschlagung des Auges mit Messung der Dehnung.** Diese am häufigsten angewendete Methode setzt ein enukliertes Auge unter Druck. Auf der Hornhaut oder der Lederhaut sind optische Markierungen angebracht, deren Verschiebung gemessen wird, um die Dehnung des Gewebes kontaktlos zu bestimmen. Auf Grund der geringen Dehnung der Hornhaut und Lederhaut von ca. 1 % (bei 15 mmHg) ist eine sehr hohe Ortsauflösung kleiner 10 µm erforderlich. I.d.R. wird von den mehrheitlich medizinischen Autoren zu den messtechnischen Auflösungen keine Aussage getroffen. Zu beachten ist, dass die mechanische Belastung des Gewebes nur als Zugbelastung vorliegt. Kein Autor weist mit dieser Belastung eine Anisotropie nach. Es wird aber auch keine Aussage über die Ortsauflösung der Messverfahren getroffen. Die Übertragung einer Isotropie auf den Fall einer externen Belastung durch eine Tonometrie ist fragwürdig,

wird aber ohne Kommentierung sehr häufig durchgeführt.

3. **Zugversuche** mit einzelnen Streifen der HH oder Lederhaut wie in der Materialprüfung üblich werden zwar vereinzelt durchgeführt [182], sind aber durch die veränderte Geometrie und die Anisotropie wenig aussagekräftig.

Mit dem unter Punkt 2 genannten Vorgehen existieren eine Vielzahl von Untersuchungen. In Tabelle 4.6 wird eine Übersicht häufig verwendeter Daten gezeigt. Weitere ältere Arbeiten sind in [79] aufgeführt. Bei fast allen Arbeiten sind Randbedingungen unvollständig beschrieben oder es fehlen teilweise quantitative Angaben, die eine Verwendung der Daten verhindern. Das mit Abstand größte Anwendungsfeld dieser Daten stellt die refraktive Chirurgie dar, die den Brechwert des Auges korrigiert. Die Bandbreite vorgestellter Materialparameter und Modelle ist sehr groß und reicht von fünfschichtigen Schalen, die untereinander nicht verbunden sind [184], bis zu einer dünnen Membran mit 22 μm Dicke, aber einem E-Modul von 40 MPa [122].

Auffällig ist die große Streuung der Steifigkeit um fast zwei Größenordnungen. Der Mittelwert der E-Moduli beträgt 4,8 MPa. WANG zeigt, dass die Quellung der HH einen gravierenden Einfluss auf die Steifigkeit ausübt. Dies ist die einzig bekannte Untersuchung zu dieser Problematik. Die unterschiedlichen Ergebnisse verschiedener Autoren können neben physiologischen und anatomischen Materialschwankungen auch durch unterschiedliche viskoelastische Konditionierungen oder unterschiedlich lange Messzeiten verursacht sein. Eine vollständige Beschreibung aller Messbedingungen liegt bei keinem Autor vor.

Die glaubwürdigsten und transparentesten Versuchsbedingungen weisen die Arbeiten von JUE, HJORTDAL und WOO auf [89]. JUE weist als einziger zwar den vernachlässigbaren Einfluss der Descemet-Membran nach, wählt aber in seinen Ergebnissen eine unbrauchbare Skalierung. Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten kann daher für die vorliegende Arbeit nicht verwendet werden. Obwohl HJORTDAL die untersuchten Augen eingefroren gelagert hat, gibt er nach persönlicher Rücksprache an, dass kein Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften nachweisbar ist. Hjortdal gibt ein ortsabhängigen E-Modul für vier Bereiche der HH an. Für die folgende Modellierung werden die Parameter von WOO und HJORTDAL verwendet (Abb. 4.12).

Für das Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Lederhaut existieren deutlich weniger Daten, als für die HH, da keine vergleichbaren Anwendungen existieren. Die E-Moduli der Lederhaut sind einheitlich steifer, auch wenn die Angaben ähnlich denen der HH variieren. Eine kurze Übersicht ist in Tab. 4.7 gegeben.

Scherungsverhalten

Bei der Scherung eines Materials erfolgt bei einem kartesischen Volumenelement eine Winkeländerung. Die einzig bekannte Betrachtung der während der Luft-Appplanationstonometrie relevanten mechanischen Eigenschaften der Hornhaut stellt PLAGWITZ [149] an. Er orientiert

Tabelle 4.6: Übersicht der in der Literatur bestimmten oder verwendeten E-Moduli der Hornhaut.

Wenn ein Spannungs-Dehnungs-Verhalten angegeben wird (Spalte $\sigma = f(\varepsilon)$), dann wird für Vergleichszwecke der Elastizitätsmodul abgelesen.

| Autor (Jahr) | $\sigma = f(\varepsilon)$ | bei IOP / mmHg | E-Modul / MPa | Kommentar |
|--------------------------|---------------------------|-------------------|------------------------------|---|
| LIU (2005) [115] | linear | 15 24 | 0,19 0,58 | Superposition von Auslenkungen fragwürdig |
| HOWLAND (1992) [74] | linear | - | 0,5 | Membran modelliert |
| LUDWIG (1993) [122] | nicht- linear | 15 45 | 1,57 4,63 | aus [162] |
| VITO (1992) [184] | linear | - | 2 | 5-schichtiges HH-Modell; Schichten nicht verbunden |
| WOO (1972) [194, 195] | linear | 15 45 | 3,38 8,27 | sehr häufig zitiert; baut auf [91] auf; keine Aussage zur Entquellung oder Konditionierung (wie alle anderen, außer WANG) <i>umfangreiche Darstellung der Rand- bedingungen</i> |
| JUE (1986) [77] | linear | - | 5 | getrennte Untersuchung von Stroma und Descemet-Membran; unbrauch- bare Darstellung der Ergebnisse |
| WANG (1996) [186] | linear | *A *B | $5,3 \pm 1,1$ 20 ± 10 | *A: NaCl-Füllung *B: Dextran-Füllung (zur Entquel- lung) einziger Autor, der den Einfluss der HH-Quellung untersucht <i>umfangreiche Darstellung der Rand- bedingungen</i> |
| HJORTDAL (1995) [71] | nicht- linear | 15 45 | 9,8 20,4 | Augen mehrere Tage bei -25°C ge- froren; laut pers. Rücksprache kein Auswirkungen feststellbar <i>umfangreiche Darstellung der Rand- bedingungen</i> |
| MOW (1968) [140] | linear | - | 15,56 | Schalenmodell aufgestellt |

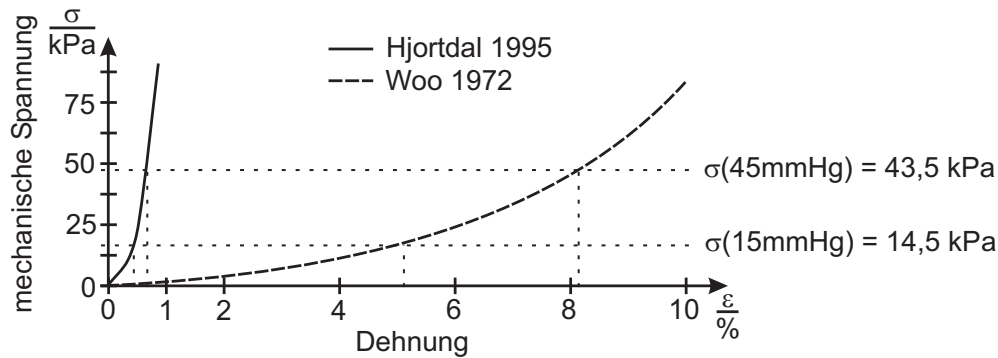


Abb. 4.12: Die von HJORTDAL und WOO gemessenen Spannungs-Dehnungs-Verläufe.

Tabelle 4.7: Übersicht der in der Literatur bestimmten E-Moduli der Lederhaut.

| <i>Autor (Jahr)</i> | <i>E-Modul / MPa</i> | $\frac{E_{\text{Lederhaut}}}{E_{\text{Hornhaut}}}$ |
|-------------------------|--------------------------|--|
| Woo [195] | 1 | 5 |
| Kampmeier [79] | - | 2 .. 5 |
| Vito [184] | 5 | 2,5 |

sich an dem mechanischen Verhalten von Polymeren, die laut PLAGWITZ durch den Schermodul charakterisiert werden. Gegen die nicht näher erläuterte Aussage von PLAGWITZ zur HH spricht zum einen, dass die Steifigkeiten A_{66} und D_{66} der Steifigkeitsmatrix aus Gl. (4.28) ca. eine Größenordnung kleiner sind als die Steifigkeiten A_{11} , A_{22} , D_{11} und D_{22} . Zum anderen ist das Verhältnis Hornhautdicke zu Durchbiegung bis zur maximalen Applanation mit ca. 2 eher gering einzustufen. Es kann davon ausgegangen werden, dass der Schermodul für die Verformung bei der Applanationstonometrie eine untergeordnete Rolle besitzt.

4.2.6 Fazit zur mechanischen Beschreibung

Die Parameter eines mechanischen Modells müssen immer auf die Anwendbarkeit im jeweiligen Belastungsfall hin geprüft werden. Die Argumentation bzgl. der verwendeten Parameter bei den in der Literatur bekannten Modelle der HH ist i.d.R. sehr knapp gehalten. Eine Zusammenstellung und Diskussion der relevanten Parameter, vergleichbar mit den vorigen Abschnitten, ist für die Applanationstonometrie im allgemeinen wie auch für die Luft-Applanations-tonometrie im speziellen nicht bekannt.

Folgende Aussagen lassen sich für eine Modellierung der HH bei Anwendung der Luft-Applanations-tonometrie zusammenfassen:

- Die Hornhaut weist hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften ein anisotropes Verhalten auf.
- Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten dominiert die Verformung.
- Die Scherung der HH ist bis zum Zeitpunkt der maximalen Applanation vernachlässigbar.
- Die viskoelastischen Eigenschaften der Hornhaut sind während der LAT-Messung vernachlässigbar, können aber vor der Messung den Arbeitspunkt der HH deutlich beeinflussen.

Die eigenen Erfahrungen wie auch die Beurteilung der bekannten Veröffentlichungen lassen folgende zusammengefasste Schlussfolgerungen zu, was bei einer mechanischen Vermessung der Augen, wie auch bei der Recherche nach Messdaten, zu beachten ist:

1. Es sollten menschliche Augen vermessen werden.
2. Das post-mortem-Intervall alleine ist wenig aussagekräftig über den Zustand der Augen. Wichtiger ist, dass die Augenlider geschlossen sind, um ein Austrocknen und damit eine Veränderung des Gewebes zu verhindern. Auf eine Kühlung um 5°C ist zu achten.
3. Die Hornhaut ist vor der Vermessung zu entquellen, sonst ist die Steifigkeit deutlich reduziert.
4. Das Gewebe ist in einem physiologisch relevanten Bereich zu konditionieren (15 mmHg \pm 5 mmHg), um die viskoelastischen Eigenschaften in einen physiologischen Arbeitspunkt zu bringen.
5. Die Ortsauflösung des Messmittels für die Dehnung ist anzugeben.
6. Der Einfluss der Geometrie auf die ermittelten Werte ist zu berücksichtigen. Sehr dicht gesetzte Messpunkte entsprechen näherungsweise einem infinitesimal kleinen Volumenelement, weit auseinander liegende Messpunkte bestimmen das Integral über die kalottenförmige Geometrie.

In jeder der bekannten Veröffentlichungen wird maximal zu einem der sechs Punkte Stellung genommen. Der letzte Punkt wird nie aufgegriffen, kann sich aber deutlich auswirken.

Eine klare Empfehlung für zu verwendende, mechanische Parameter kann auf Grund der großen Streuung und stark unterschiedlichen, beeinflussenden Messbedingungen nicht gegeben werden. Die für ein aufgestelltes Modell verwendeten Parameter müssen mit realen Messungen validiert und verifiziert werden.

4.3 FEM-Modell der vorderen Augenkammer zur Abschätzung der Reaktionskräfte

Zur Überprüfung der Abschätzung der Messunsicherheit in Abschnitt 4.1 wird ein FEM-Modell in der Finite-Element Simulations-Software ANSYS programmiert [89]. Die Reaktionskräfte der Hornhaut auf den Druckluftstrahl sollen analysiert werden in Abhängigkeit von:

- der Hornhautdicke,
- dem Augeninnendruck,
- der Charakteristik des Druckluftanstiegs ($\frac{dp}{dt} = \text{const}$ oder $\neq \text{const}$).

Das aufgestellte Modell orientiert sich hinsichtlich der Isotropie an den bis 2006 bekannten Arbeiten zur Augeninnendruckmessung und zur refraktiven Chirurgie [30, 91, 115, 122, 140, 182, 184, 194]. Der Vergleich mit realen Messungen zeigt Defizite dieses Modells auf. Daraufhin erfolgt die bereits vorgestellte präzisierte Aufarbeitung der mechanischen Eigenschaften der Hornhaut. Zu diesem Zeitpunkt werden auch die Arbeiten von LI [113] und PINSKY [147] zur Anisotropie veröffentlicht. Die späten Erkenntnisse konnten nicht mehr in das Modell implementiert werden. Trotzdem werden die Charakteristika des Modells kurz vorgestellt, da der Ansatz grundsätzlich sinnvoll erscheint und weiter verfolgt werden sollte. Drei mögliche Ursachen für die fehlerhafte Übereinstimmung der Simulation mit der Realität werden diskutiert.

4.3.1 Nichtlineares 2D Modell

Die Rotationssymmetrie des Auges, näherungsweise bzgl. der optischen Achse, ermöglicht eine deutliche Reduzierung des Rechenaufwandes. Statt einem dreidimensionalen Körper wird ein zweidimensionales rotationssymmetrisches Modell aufgestellt. Die verwendeten Abmessungen sind im Anhang Teil C.8 aufgeführt. Auf Grund der um den Faktor 2 bis 5 höheren Steifigkeit und der höheren mechanischen Spannungen (Anhang Teil C.8) in der Lederhaut gegenüber der Hornhaut wird kein vollständiges Auge, sondern nur die vordere Augenkammer ohne Iris modelliert (Abb. 4.13).

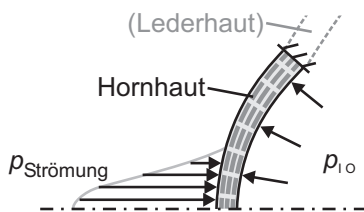


Abb. 4.13: Prinzipskizze des zweidimensionalen, rotationssymmetrischen FEM-Modells.

Der Übergang zwischen Hornhaut und Lederhaut (Limbus) ist fest eingespannt. In [184] werden verschiedene Freiheitsgrade des Limbus simuliert, mit dem Ergebnis, dass der Einfluss vernachlässigbar ist. Das bedeutet, dass die zusätzlichen Spannungen in der HH durch die externe Last bis zum Limbus abgeklungen sind. Auch in den Hochgeschwindigkeitsaufnahmen ist mit der Ortsauflösung von $15 \mu\text{m}$ pro Pixel keine Verschiebung am Limbus erkennbar.

Nach mehreren Konsultationen von Mitarbeitern der In-

stitute der Strömungsmechanik der TU Darmstadt kann davon ausgegangen werden, dass der Druckabfall der Strömung im Auge, die durch die Volumenverschiebung entsteht, vernachlässigt werden kann. Daher ist der IOP als räumlich konstant anzusehen. Dies vereinfacht das Modell, indem von der Innenseite der Hornhaut ein gleichverteilter Druck definiert wird. Nachteilig ist, dass damit die Massenträgheit des Kammerwassers wie auch ein messbedingter Druckanstieg nicht mit modelliert wird. Hinsichtlich des Aufwands einer Modellierung der Fluid-Struktur-Interaktion wird dieser Nachteil in Kauf genommen. Die Belastung der HH durch den Druckluftstrahl erfolgt mit einer Druckverteilung aus der bereits erwähnten Fluent-Simulation, die über der Zeit ansteigend skaliert wird.

Zum Zeitpunkt der Simulation stellt das Schalen-Element Shell51 die beste Wahl eines Linienelements dar, das auch eine Biegesteifigkeit besitzt und die Implementierung nichtlinearer Spannungs-Dehnungs-Verläufe zulässt. Vergleiche mit ähnlichen analytischen Fragestellungen zeigen eine gute Übereinstimmung im statischen Bereich. Für Details wird auf [89] verwiesen. Die Materialparameter werden aus o.g. Gründen isotrop implementiert. Die Angaben von HJORTDAL geben den plausibelsten Aufschluss über die Versuchsbedingungen und liegen in der Größenordnung des Mittelwerts. HJORTDAL bestimmt eine Ortsabhängigkeit des Spannungs-Dehnungs-Verlaufs der HH, der in radialer Richtung bis zu einem Durchmesser von 6 mm um ca. 15 % weicher wird. Auch diese Eigenschaft wird implementiert.

Die Abschätzung der Massenträgheit mit dem vereinfachten physikalischen Modell aus Abschnitt 4.1.5 ergab, dass die Trägheitskräfte vernachlässigbar sind. Daher könnte rein statisch gerechnet werden. Eine Transienten-Analyse (über der Zeit) ist aber leicht implementierbar, so dass eine Kontrolle hinsichtlich dem Einfluss der Massenträgheit berücksichtigt werden kann.

4.3.2 Vergleich mit realen Messungen

Die Verformung der HH als ein Ergebnis der FEM-Simulation ist in Abb. 4.14 dargestellt. Sowohl die Hochgeschwindigkeitsaufnahmen (Abb. 4.4) wie auch das Reflexionsverhalten der HH (Abb. 3.7) ermöglichen eine Verifikation der FEM-Simulation hinsichtlich der Verschiebung der HH wie auch dem Einknicken nach der maximalen Applanation. Es ist offensichtlich, dass das Modell deutlich zu steif ist. Auch ein Austausch der Parameter von HJORTDAL durch die Ergebnisse von WOO kann die Simulation mit der Realität noch nicht in Einklang bringen.

Die Verläufe in Abb. 4.14 zeigen, dass die maximale Applanation erst nach 4,8 ms erreicht wird. Zusätzlich beträgt die Verschiebung des Scheitelpunkts 350 μm statt 250 μm in der Realität. Beide Tatsachen sprechen für ein zu steifes Modell, trotz der relativ weichen Materialparameter von WOO.

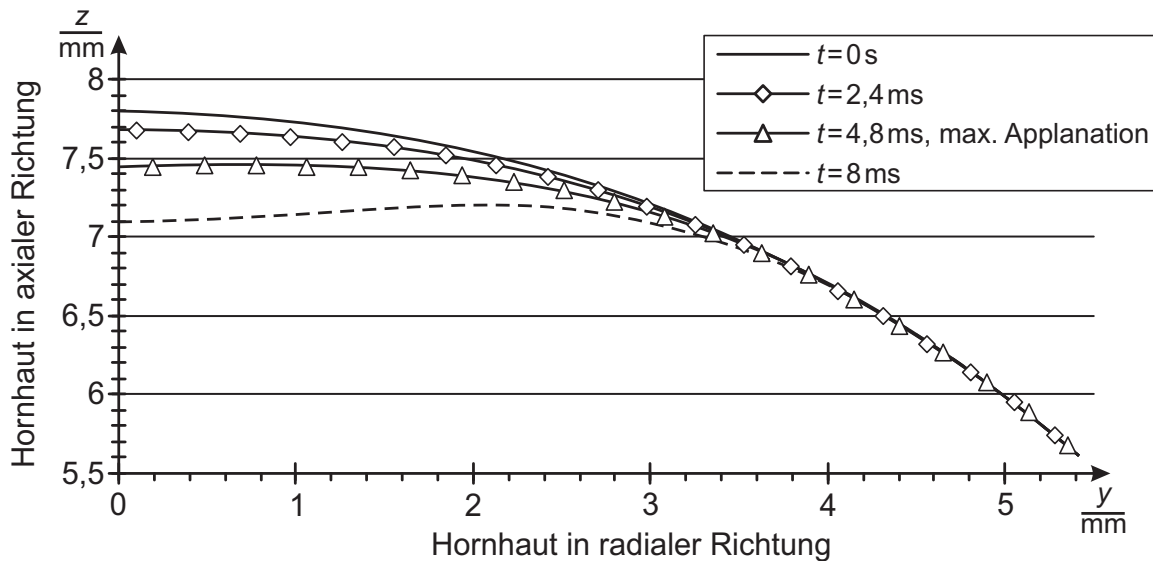


Abb. 4.14: Verschiebung der HH-Oberfläche als Ergebnis der ANSYS FEM-Simulation [89].

4.3.3 Fazit der FEM-Simulation

Das in ANSYS programmierte, zweidimensionale, rotationssymmetrische FEM-Modell der vorderen Augenkammer mit ortsabhängigem, nichtlinearem Spannungs-Dehnungs-Verhalten ist mit gängigen Materialparametern zu steif. Als Ursachen sind die verwendeten Materialparameter oder das Modell mit verschiedenen Gesichtspunkten zu diskutieren:

1. Nur wenige Autoren geben den zeitlichen Abstand zwischen Druckbeaufschlagung und Messung der Dehnung an. WOO wartet 10 min, Hjortdal 5 bis 10 min. Nach den bekannten viskoelastischen Zeitkonstanten sollten wenigstens 10 min für eine vollständige Relaxation eingehalten werden. Eine Konditionierung in einem physiologischen Arbeitspunkt wird nicht erwähnt. Eine Validierung der Ergebnisse erfolgte bisher nicht. Eigene Messungen des nichtlinearen Spannungs-Dehnungs-Verhaltens nach den in Abschnitt 4.2.6 aufgeführten Empfehlungen wären wünschenswert, z.B. mit einem Weißlichtinterferometer.
2. Je nach Abstand der im Versuch zur Dehnungsmessung eingesetzten Markierungen auf der HH werden die Parameter für ein kleines oder ein großes Volumenelement vermessen. Für ein kleines Element sind die Parameter direkt nutzbar. Bei einem großen Abstand der Messpunkte, was mit hoher Wahrscheinlichkeit immer der Fall ist, geht in die gemessene Dehnung auch die gekrümmte Geometrie der HH ein. Diese reduziert die Dehnung in radialer Richtung. Die Einflüsse der Kalotten-Form müssen also herausgerechnet werden. Keiner der Autoren betrachtet diesen Aspekt.
3. Treten bei der Verformung Biegemomente auf, so kann die fehlende Berücksichtigung der Anisotropie ein zu steifes Modellverhalten erzeugen.

4. Der wahrscheinlichste Fehler liegt in der fehlenden Modellierung der Dehnung der Lederhaut. Die Lederhaut ist zwar um den Faktor 2 bis 5 steifer als die Hornhaut, jedoch unterscheiden sich die Volumina der vorderen, modellierten Augenkammer und des gesamten Auges um den Faktor 50. Das applanierte Volumen macht ca. 1,4 % der vorderen Augenkammer aus und nur 0,028 % des gesamten Augenvolumens. Bei Modellierung des gesamten Auges beträgt die resultierende Dehnung der Lederhaut 0,04 %. Bei ausschliesslicher Modellierung der vorderen Augenkammer beträgt die Dehnung der HH 0,48 %. Das Modell der vorderen Augenkammer verhält sich also bei Verformung trotz nachgiebigerer HH um den Faktor 2,4 bis 6 steifer als ein Modell des kompletten Auges. Für ein korrektes Modellverhalten ist unbedingt das vollständige Volumen des Auges zu modellieren.

Grundsätzlich wurde in Abschnitt 4.2.4 bereits gezeigt, dass die HH auch bei der Biegung während der Applanationstonometrie noch unter Zugspannungen steht. Auf Grund der nachgewiesenen Anisotropie der HH ist ein Ansatz nach der klassischen Schalen- oder Membrantheorie nicht möglich. Dies schliesst nicht aus, dass die Membrantheorie eine gute Näherung bieten kann, wenn statt dem klassischen ein an die Steifigkeitsmatrix aus Abschnitt 4.2.4 angepasstes Materialgesetz verwendet wird, das die Anisotropie berücksichtigt [7]. Zu beachten ist, dass das nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Verhalten in der Matrix nicht abgebildet wird. Gerade bei Bestimmung der Reaktionskräfte in Abhängigkeit verschiedener Drücke kann dieses nichtlineare Materialverhalten wichtig sein, so dass zukünftig auf jeden Fall eine Berücksichtigung erfolgen sollte. Der Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit liegt im Entwurf und der Realisierung eines Messsystems zur Selbsttonometrie. Auf Grund des hohen zeitlichen Aufwands wird eine weitere analytische Reduzierung der Messunsicherheit an dieser Stelle abgeschlossen.

4.4 Abschätzung der Messunsicherheit der Luft-Applanationstonometrie

Folgende Einflüsse auf die Messunsicherheit eines LAT sind zusammenzufassen:

- Der **systematische Anteil** der Messunsicherheit wird im Wesentlichen durch die anatomisch individuelle Hornhautdicke bestimmt (Abb. 4.15). Je nach Dicke beträgt der Anteil des Gegendrucks der HH durch Verformung ca. 7 bis 47 %. Im ungünstigsten Fall kann also die Schwankung der HH-Dicke von Auge zu Auge eine Messunsicherheit von bis zu ± 20 % verursachen. Wenn eine absolute Messgenauigkeit gefordert wird, ist also eine Korrektur um die Schwankung der HH-Dicke unumgänglich. Hierzu existieren bereits Korrekturfaktoren in der Literatur [49, 180].

Die Massenträgheit des beschleunigten Gewebes besitzt mit 1 bis 3 % einen geringen Einfluss, insbesondere, wenn ein linearer Druckanstieg am Auge erfolgt.

Ein nichtlinearer Anstieg des Druckluftstrahls minimiert die Ausweichbewegung des Auges. Ein linearer Druckanstieg dagegen minimiert die Trägheitskräfte der beschleunigten Massen. Beide Effekte besitzen jedoch der Abschätzung nach mit $< 1\%$ einen vernachlässigbaren Einfluss.

- Der **zufällige Anteil** wird durch eine Positionierung nicht senkrecht zur HH-Oberfläche oder eine nicht rotationssymmetrische Verformung der HH verursacht. Je nach Positionierung kann dieser Anteil bis zur Unbrauchbarkeit der Messung führen. Die Ursache für eine ungünstige Positionierung liegt zum einen in den ständigen Augenbewegungen, zum anderen in asphärischen HH-Geometrien. Eine Quantifizierung des stochastischen Fehlers ist mit einem vertretbaren Aufwand nicht möglich.

Es sei nochmals darauf hingewiesen, dass ein Selbsttonometer insbesondere eine hohe Reproduzierbarkeit, also einen geringen zufälligen Fehler aufweisen sollte.

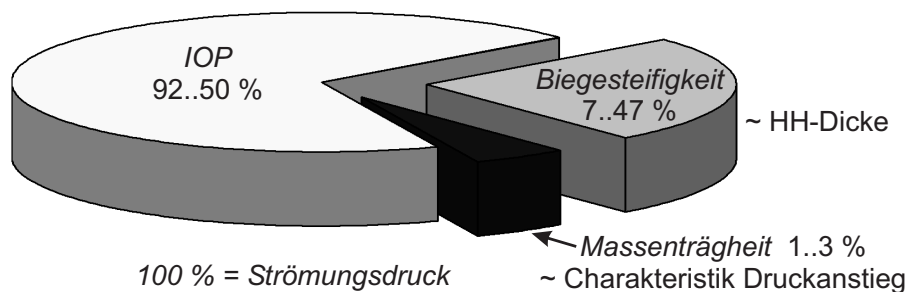


Abb. 4.15: Übersicht der systematischen, variablen Anteile der dem Strömungsdruck entgegenwirkende Drücke des Auges.

Eine Verifizierung der abgeschätzten Einflüsse auf die Messunsicherheit erfordert ein mechanisches Modell des Auges, das folgende Eigenschaften aufweisen sollte:

- Nichtlineares Spannungs-Dehnungs-Verhalten
- Anisotropes Materialgesetz
- Modellierung des gesamten Augenvolumens

Ein FEM-Modell in ANSYS, in dem nur die vordere Augenkammer modelliert wurde, zeigt ein deutlich zu steifes Verhalten bei externer Krafteinwirkung. Die Ursache dürfte in der fehlenden Modellierung der hinteren Augenkammer liegen, die das durch die Applanation verdrängte Volumen aufnimmt. Alternativ zu dem FEM-Ansatz kann mit den erarbeiteten Daten ein analytisches Schalenmodell mit anisotropem Materialgesetz aufgestellt werden.

Der Schwerpunkt der Arbeit liegt auf dem Entwurf und der Realisierung eines Sensorsystems zur kontaktlosen Selbsttonometrie. Daher werden trotz der zahlreichen Erkenntnisse auf Grund des hohen zeitlichen Aufwands keine weiteren Untersuchungen durchgeführt. Eine Fortführung der Arbeiten ist aber in jedem Fall empfehlenswert, da vergleichbare Betrachtungen für das Verfahren des LAT bislang in der Literatur fehlen.

5 Anforderungen an ein Luft-Appplanationstonometer zur Selbstmessung

In Kapitel 3 wurde die Motivation für ein Luft-Appplanationstonometer zur Selbstmessung abgeleitet. Im Folgenden werden die wichtigsten Anforderungen, auch unter Berücksichtigung der Erkenntnisse aus Kapitel 4, beschrieben und die einzelnen Problemstellungen abgeleitet.

5.1 Anforderungen

Ziel der vorliegenden Forschungsarbeit ist, die Grundlage für ein wirtschaftlich umsetzbares Selbsttonometer zu erarbeiten. Der Patient als Anwender muss das Messsystem so angenehm empfinden, dass er die medizinischen Anweisungen bestmöglich befolgt (hohe Compliance). Der Arzt, als zentrale Schlüsselperson, muss von dem Gerätenutzen überzeugt sein, um es dann an den Patienten weiterzugeben. Durch das Ziel der Aufnahme von Tagesdruckprofilen ist eine geringe absolute Abweichung zu GAT zweitrangig gegenüber einer hohen Reproduzierbarkeit. Die DIN 8612 fordert eine Abweichung kleiner 5 mmHg für 95 % aller aufgenommenen Messwerte, bezogen auf das GAT. Eine Messunsicherheit kleiner ca. 2 mmHg ist aus Sicht der Ärzte wünschenswert, wie die von [158] durchgeführte Befragung zeigt.

Aus technischer Sicht betrachtet, muss ein Selbsttonometer für eine Zielgruppe mit einem Alter von ca. 40-80 Jahren im Wesentlichen drei Voraussetzungen erfüllen:

1. Messunsicherheit für 95 % aller Fälle kleiner 5 mmHg (nach ISO 8612 bezogen auf GAT), vorzugsweise besser
2. geringstmögliche Rückwirkung des Patienten auf das Messergebnis
3. ergonomische Handhabung

In Kapitel 4 wurde gezeigt, dass zur Minimierung der Messunsicherheit eine Kompensation der systematischen Messfehler durch eine Korrektur in Abhängigkeit der Hornhautdicke möglich ist. Die Implementierung einer Korrekturfunktion in der Signalverarbeitung ist leicht realisierbar. Die zufälligen Messfehler werden insbesondere durch eine ungünstige und von Messung zu Messung schwankende Messposition verursacht, die nicht senkrecht zur Hornhautoberfläche ausgerichtet ist. Daher besitzt die präzise Positionierung der Messeinheit eines Selbsttonometers eine besonders hohe Bedeutung.

Die Rückwirkungen des Patienten auf das Messergebnis lassen sich minimieren, indem der Patient möglichst wenige und einfache Anforderungen bei der Messung zu erfüllen hat. Ein

vollautomatischer Messablauf, z.B. nur durch einen Knopfdruck gestartet, ist vorteilhaft.

Aus den Erkenntnissen der vorangegangenen Kapitel und eigenen Überlegungen zur Zielgruppe lassen sich die Anforderungen in Tabelle 5.1 ableiten. Weitere Details sind in den jeweiligen Abschnitten aufgeführt.

Tabelle 5.1: Übersicht der Anforderungen an ein Selbsttonometer (F: Forderung, W: Wunsch)

| Anforderung | Wert | Quelle/Kommentar |
|---|--|---|
| Messbereich | W: 5..30 F: 5..50 mmHg | pathologisch relevanter Bereich ISO 8612 |
| Messunsicherheit | F: < 5 mmHg W: < 2 mmHg | für 95 % aller Werte, auf GAT bezogen (DIN 8612) von 5..35 mmHg (Abb. 2.5) |
| Messwertkorrektur um Schwankung HH-Dicke | F | Ergebnis aus Kapitel 4 |
| Patientensicherheit gewährleisten | DIN 8612 DIN 15004 IEC 62471 DIN 60825 DIN 60601 | Tonometer Ophthalmische Instrumente Photobiological safety of lamps Laser-Einrichtungen Medizinische elektrische Geräte |
| Automatischer Messablauf | F | Einfluss des Patienten minimieren |
| Messdauer | F: < 3 s W: < 1 s | natürliches Schließen der Augenlider erfolgt alle 1-3 s [185] |
| Strömungsdruck minimieren | F | HH ist sehr sensibel (Eigenschutz) [57] |
| Masse | F: < 1 kg W: < 0,5 kg | eigene Versuche |
| individuell einstellbare Schädel-Abstützung | F: nach [178] | |
| Hand-Zittern kompensieren | W: 4..8 Hz | Abschätzung |
| lageunabhängige Messung | W | auch für bettlägrige Patienten geeignet |
| wirtschaftliches Gerätekonzept | F | Ergebnis soll wirtschaftlich verwertbar sein |
| Anzahl der energieautarken Messungen des Geräts | F: > 10 W: > 72 | Mobilität über einen Tag Mobilität über drei Tage und Nächte |

5.2 Identifikation der Problemstellungen

Insbesondere bei elektromechanischen Aufgabenstellungen bietet sich zur Erweiterung des Lösungsraumes und zur Identifikation der zu lösenden Teilprobleme eine abstrakte, von spontanen Ideen losgelöste Beschreibung mit „Funktionsstrukturen“ an (Details s. Anhang Teil D). Eine der wichtigsten Erkenntnisse aus der abstrakten Beschreibung ist, dass nicht zwingend eine Messeinheit vor dem Auge positioniert werden muss, sondern dass die Relativposition zwischen Auge und Messeinheit zu verändern ist. Das bedeutet, es ist zu prüfen, ob eine koordinierte Bewegung des Auges den technischen Aufwand eines Selbsttonometers vereinfacht. Es sind drei Positionierungskonzepte möglich, die grob bewertet werden (Tab. 5.2):

1. *passiv*: Die relative Ausrichtung zwischen Auge und Messeinheit erfolgt durch ein Peilmuster. Dieses Peilmuster verändert seine Erscheinung in Abhängigkeit des Blickwinkels. Die Augen dienen als Sensoren, die Augenmuskeln als Aktoren. Der Messaufbau selbst wird nicht bewegt.
2. *aktiv*: Die Position des Auges wird gemessen und die Messeinheit darauf ausgerichtet
3. *passiv/aktiv*: Die Blickrichtung des Auges wird durch ein Peilmuster grob ausgerichtet, dann gemessen und durch ein Positioniersystem die Messeinheit präzise ausgerichtet.

Tabelle 5.2: Bewertung der Vor- und Nachteile von drei verschiedenen Positionierungskonzepten (Bewertungsmaßstab: -1≡ungünstig, 0≡neutral, 1≡günstig)

| Kriterium/Variante | <i>passiv</i> | <i>aktiv</i> | <i>passiv/aktiv</i> |
|-----------------------------|---------------|--------------|---------------------|
| hohe Positioniergenauigkeit | -1 | 1 | 1 |
| hohe Benutzerfreundlichkeit | -1 | 1 | 0 |
| geringer Bauraum | 1 | -1 | 0 |
| geringer Aufwand/Preis | 1 | -1 | 0 |
| geringe Positionierdauer | -1 | 0 | 1 |
| Summe | -1 | 0 | 2 |

Eine Kombination aus einer Positionierung des Auges und einer Feinjustage der Messeinheit kompensiert die ruckartige Positionierung des Auges, nutzt aber gleichzeitig die Vorteile einer vereinfachten Ausrichtung durch die schnellen Bewegungen des Auges.

Mit dieser Erkenntnis werden die Teilprobleme abgeleitet und die wissenschaftlichen Problemstellungen identifiziert. Im Blockschaltbild des SLAT in Abb. 5.1 sind die wesentlichen, zu lösenden Problemstellungen ersichtlich.

1. Direkt gekoppeltes, miniaturisiertes Sensor-Aktor-System (Kapitel 6)

Der Druckluftstrahl muss an einer definierten Position auf die Hornhaut geblasen werden. Dazu ist die Erfassung der Position des Auges und ein Ausrichten des Messeinheits durch ein Positioniersystem notwendig. Während der Druckbeaufschlagung ist die maximale Applanation mit einer Sensorik zu erfassen. Auf Grund des geforderten Einsatzes als handgehaltenes Messsystem ist eine Miniaturisierung anzustreben.

2. Aktorsystem zur Erzeugung eines Druckluftstrahls (Kapitel 7)

Eine hohe Reproduzierbarkeit der IOP-Messung setzt eine reproduzierbare Erzeugung eines in der Strömungsgeschwindigkeit rampenförmig ansteigenden, turbulenzarmen Druckluftstrahls und geeignete Messmittel zur Verifizierung voraus.

3. Messtechnische Charakterisierung des realisierten Labormusters (Kapitel 9)

Der Entwurf des Messsystems ist in einem handgehaltenen Labormuster zu realisieren (Kapitel 8). Eine Verifizierung der Eigenschaften und Validierung durch geeignete Probandenmessungen ist vorzusehen (Kapitel 9).

4. Technischer Ersatz des menschlichen Auges als Mess- und Prüfobjekt (Kapitel 10)

Die Verwendung alternativer Messobjekte zum menschlichen Auge ist zu diskutieren.

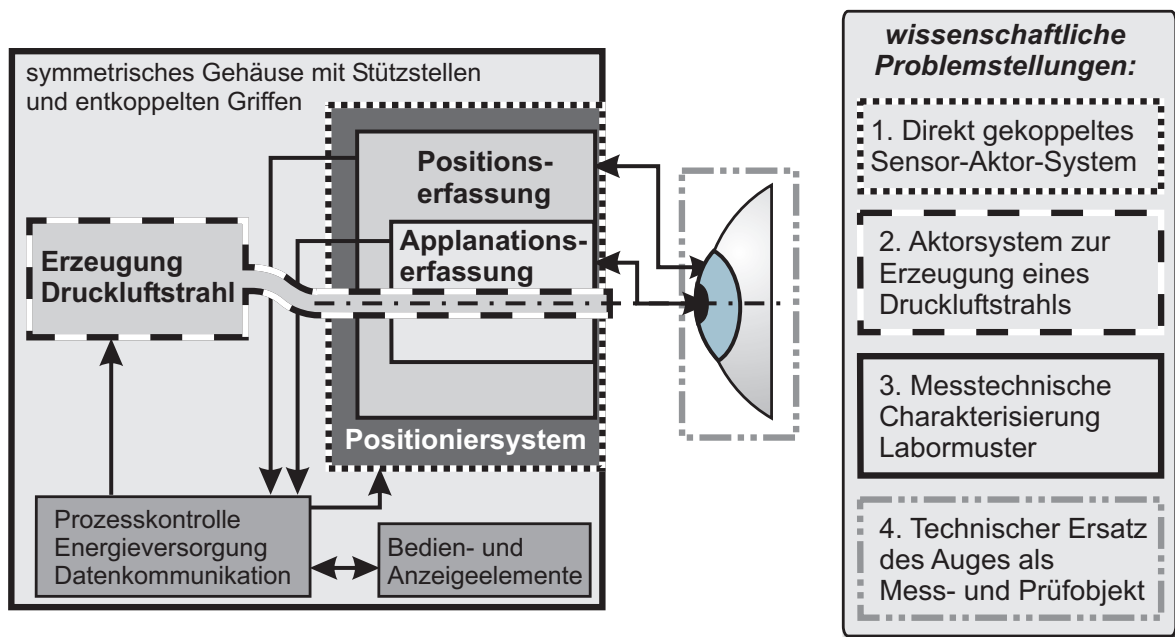


Abb. 5.1: Blockschaftbild des SLAT mit Kennzeichnung der wesentlichen wissenschaftlichen Problemstellungen.

6 Miniaturisiertes Sensorsystem zur Positions- und Applanationserfassung des Auges

6.1 Sensorik zur Positionserfassung des Auges

Das Verfahren des LAT erfordert eine rotationssymmetrische Belastung senkrecht zur Hornhautoberfläche (Abb. 6.1). Die Messachse muss also nicht zwingend in der optischen Achse des Auges liegen, jedoch orthogonal auf der HH-Oberfläche. Dies erhöht auch die Anzahl der Lösungen zur Positionierung der Messeinheit (Abschnitt 6.4).

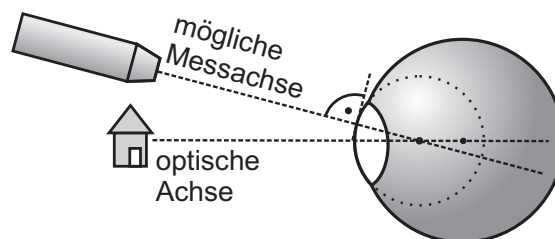


Abb. 6.1: Ausrichtung der Messachse senkrecht zur Hornhautoberfläche für das Verfahren des LAT.

6.1.1 Eingrenzung des Arbeitsbereiches durch ein Peilobjekt und Stützstellen

Zur Klärung des notwendigen Arbeitsbereichs eines SLAT werden Untersuchungen mit einem anzupeilendem Objekt durchgeführt [40]. In einem Rohr mit einem Durchmesser von 40 mm ist ein Röhrchen mit einem Innendurchmesser von 5 mm befestigt (Abb. 6.2).

An einem Ende des Röhrchens befindet sich eine diffus strahlende LED. Auf der gleichen Seite des Rohrs ist eine Kamera fixiert. Bei einer zentrierten Anordnung ergeben sich konzentrische Ringe in dem Röhrchen; bei einem Versatz ein entsprechend verschobenes Muster. Glaubt der Proband den Aufbau gut ausgerichtet zu haben, löst er die Kamera aus. An Hand der entstehenden Fotos lässt sich die Abweichung der Positionierung bestimmen. Die Messungen von drei Probanden im Alter von 24-62 Jahre lieferten bei je 10 Aufnahmen einen Versatz von kleiner 1 mm.

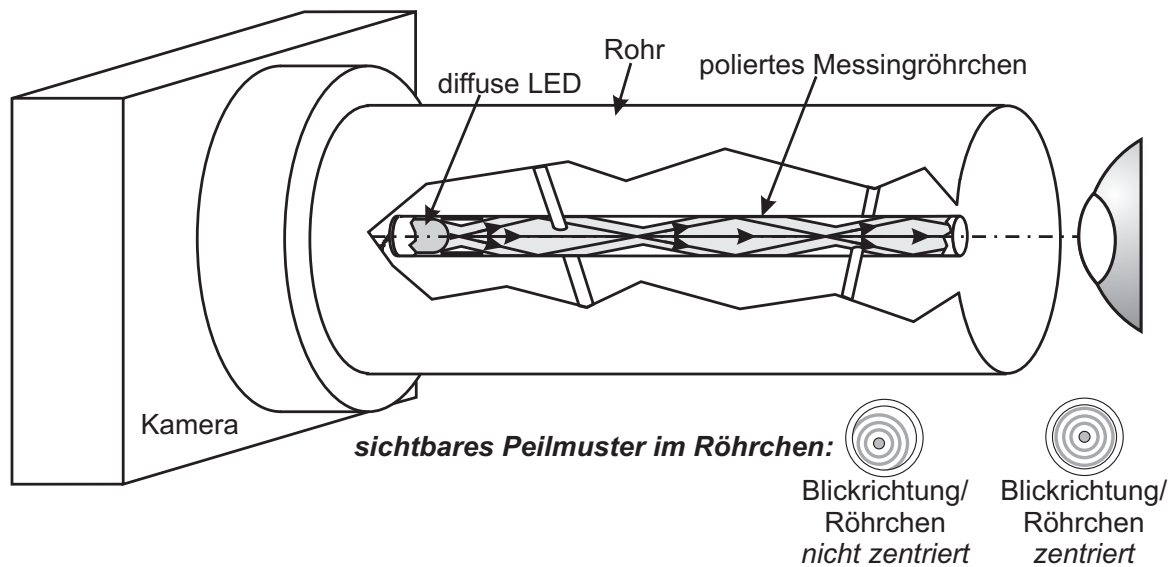


Abb. 6.2: Aufbau zur Bestimmung der Positionstoleranz bei Ausrichtung einer anzupeilenden LED in einem Röhrchen.

Unter Einbeziehung der o.g. Hilfen stellt ein Arbeitsraum der Positionserfassung von $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ auch für technisch nicht versierte und feinmotorisch wenig geübte Patienten eine großzügige Einschränkung dar. Zusätzlich erleichtern lässt sich die Positionierung mit Hilfe von Stützstellen am Schädel. Im Rahmen eine Designstudie [131] werden Vorschläge erarbeitet (s. Anhang Teil E.1).

6.1.2 Anforderungen an die Positionsmessung

Für eine Sensorik zur Positionserfassung müssen die in Tabelle 6.1 aufgeführten Anforderungen erfüllt werden.

Tabelle 6.1: Übersicht der Anforderungen an die Positionserfassung des Auges (F: Forderung, W: Wunsch)

| Anforderung | Wert | Quelle/Kommentar |
|--------------------------------------|---|--|
| Arbeitsraum | F: $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ | eigene Versuche |
| Positionsauflösung | F: $< 0,2 \text{ mm}$ F: $< 1 \text{ mm}$ W: $< 0,01 \text{ mm}$ W: $< 0,5 \text{ mm}$ | $\pm 1 \text{ mm}$ um Arbeitspunkt (von LAT abgeleitet) sonst $\pm 1 \text{ mm}$ um Arbeitspunkt (Tremor erfassbar) sonst |
| Grenzfrequenz | F: $> 40 \text{ Hz}$ W: $> 1,6 \text{ kHz}$ | 4 mm Weg innerhalb 1 s mit 0,2 mm Auflösung Tremor noch erfassbar (Tab. 4.4) |
| Bauraum | F: $< 5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ W: $< 3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ | Miniaturisiertes LAT |
| Kompatibel mit HH-Verkrümmungen | W | natürliche und unnatürliche HH-Verkrümmungen (s. Anhang Teil E.2, E.3) |
| Messung unabhängig von Pupillenweite | $\varnothing 1..8 \text{ mm}$ | Physiologischer Bereich [104] |
| Wirtschaftliche Geräterealisierung | F | Minimale Anzahl an Bauteilen und Fertigungsschritten |

Die geforderte Positionsauflösung ergibt sich aus dem Stand der Technik. In dem manuellen Bedienmodus eines Tisch-LAT ist eine Positionsauflösung von höchstens 0,2 mm erreichbar. Dieser Wert ist mit einem automatischen Positioniersystem mindestens zu erreichen.

Für die Erfassung der Position des Auges ist zu beachten, dass dessen Geometrie nicht immer kugelförmig (sphärisch) ist. Diesen Zustand beschreibt der Astigmatismus, bei dem die Krümmung der HH durch zwei verschiedene Krümmungsradien, i.d.R. vertikal und horizontal, beschrieben wird. Bei einem regulären Astigmatismus liegt eine Symmetrie bzgl. der horizontalen und der vertikalen Achse vor. Die verschiedenen Krümmungsradien führen dazu, dass es keinen Punkt mit einer scharfen Abbildung geben kann, nur einen Kreis der kleinsten Verzerrung. 42 % aller Menschen weisen einen regulären Astigmatismus $\geq 0,5 \text{ dpt}$ auf. Bei 20 % liegt dieser über 1 dpt und sollte korrigiert werden [104]. Im Mittel beträgt der

- horizontale Krümmungsradius ca. 12,6 mm und der
- vertikale Krümmungsradius ca. 11,7 mm.

Beim irregulären Astigmatismus gibt es keine Symmetrien der Krümmungsradien. Eine Form des irregulären Astigmatismus ist der Keratokonus, eine kegelförmige Vorwölbung der Hornhaut (Abb. 6.3). Der Scheitelpunkt dieser Vorwölbung liegt nicht in der optischen Achse. Ein Astigmatismus führt dazu, dass die Applanationsfläche nicht mehr kreisrund ist. Dies beeinflusst insbesondere die Flächenmessung bei der GOLDMANN-Applanationstonometrie.

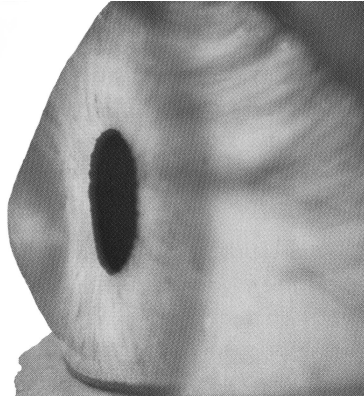


Abb. 6.3: HH-Verkrümmung in Form eines Keratokonus (Seitenansicht) [56].

Neben natürlichen Ursachen können auch durch chirurgische Eingriffe Asymmetrien der HH entstehen. Die bekanntesten Verfahren zur laser-chirurgischen Korrektur von Fehlsichtigkeiten sind PRK, LASEK und LASIK. Dabei werden bis max. 20 % (ca. 100 μm) des Stromas abgetragen. Die entstehende Geometrie richtet sich nach der zu korrigierenden Fehlsichtigkeit. Details hierzu sind im Anhang Teil E.3 aufgeführt.

Das Ziel einer Positionssensorik des SLAT muss daher sein, den Scheitelpunkt der Hornhaut orthogonal zur Messachse zu identifizieren, unabhängig von irregulären Geometrien der Hornhaut. Eine Orientierung an der Pupille, wie bei einer Bilderfassung, ist daher nicht zweckmäßig.

6.1.3 Stand der Technik

Bei den herkömmlichen Tisch-LAT befindet sich in der Messachse eine Kamera, deren Bild vergrößert für den Anwender auf einem Bildschirm dargestellt wird. Es ist davon auszugehen, dass das Videobild auch für die Positionserfassung in der lateralen Ebene genutzt wird. Weitere Sensoren sind bei keinem Hersteller sichtbar. Eine Tiefeninformation könnte aus einem fokussierten Paar aus LED und Fotodiode abgeleitet werden. Details werden herstellerseitig nicht preisgegeben.

Bei dem handgehaltenen LAT PT-100 liefern je zwei Paare aus einer LED und einer Quadrantendiode eine Positionsinformation (Abb. 6.4). Sowohl am Sender wie auch am Empfänger sind zur Strahlbündelung je eine Linse vorgesehen. Der Winkel zwischen Sender und Empfänger beträgt für jedes Paar ca. 90°. Auffällig ist die hohe Anzahl an zueinander auszurichtenden Bauteilen.

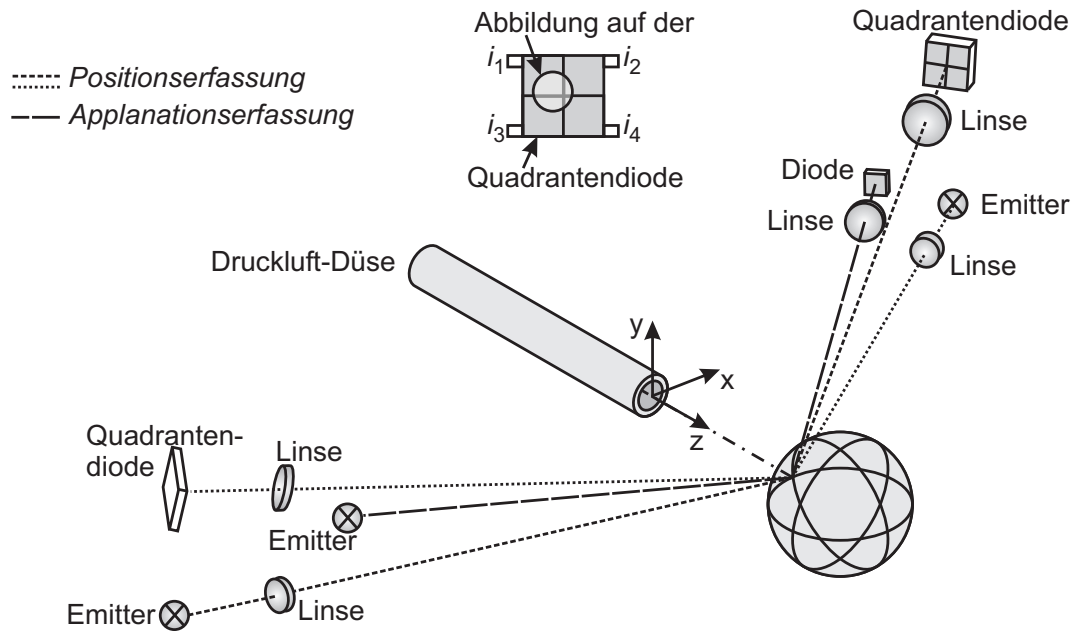


Abb. 6.4: Optisches Sensorsystem des handgehaltenen LAT Reichert PT-100 [144].

6.1.4 Lösungsprinzipien

An Hand der trigonometrischen Verhältnisse lässt sich leicht zeigen, dass ein Sender-Empfänger-Paar mit einem kleinen Winkel zur Messachse (Abb. 6.4) unempfindlich gegen Axialverschiebungen (z-Richtung) des Messsystems ist, dafür aber empfindlich gegen Radialverschiebungen (x, y-Richtung). Unter der Bedingung, dass die Sakkaden des Auges unterdrückt werden können, ist mit Lateralbewegungen des Auges bis ca. $70\ \mu\text{m}$ zu rechnen, die gegenüber der Bewegung der Positionierung vernachlässigbar sein werden. Eine dominierende Richtung des Störeinflusses ist nicht absehbar, am ehesten in y-Richtung, also vertikal. In horizontaler Richtung bzw. x-Richtung ist eine Abstützung am Nasenbein möglich, in axialer Richtung bzw. z-Richtung ist eine Auflage am Schädelknochen möglich. Große Winkel zwischen Sender/Empfänger sind nach dieser Betrachtung vorteilhaft.

Wie bereits erwähnt, muss die Messachse des LAT nicht zwingend in der optischen Achse des Auges ausgerichtet werden, sondern orthogonal zur Oberfläche. Dadurch können in der lateralen Positionierung (x-y-Ebene) auch relative Messverfahren angewendet werden.

Für eine kontaktlose Positionsmessung des Auges werden folgende Prinzipien näher betrachtet:

- optisch
- akustisch
- kapazitiv
- induktiv

Optische Prinzipien

Die präzise Erfassung der Position der Hornhaut des Auges ist auf Grund der näherungsweise regelmäßigen Geometrie nur an der Hornhaut selbst möglich. Iris und Pupille weisen eine veränderliche und teils unregelmäßige Struktur auf. Für berührungslose, optische Abstandsmessungen müssen also die optischen Eigenschaften der HH, insbesondere die Reflexionseigenschaften, bekannt sein. Der Reflexionsfaktor elektromagnetischer Wellen bestimmt sich für den Spezialfall des senkrechten Einfalls aus Gl. (6.1). Bei nicht-senkrechttem Einfall sinkt mit

$$R = \left(\frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2 \quad (6.1)$$

die Reflexion ($R \equiv$ Reflexionsgrad, $n_1 \equiv$ Brechzahl Übertragungsmedium, $n_2 \equiv$ Brechzahl Grenzmedium).

Wie bereits beschrieben, wird die Hornhaut vom Tränenfilm bedeckt. Die Reflexion an der Grenzschicht zwischen Luft und Tränenfilm ist von Natur aus so optimiert, dass zu Gunsten einer hohen Transmission der HH nur ein geringer Teil reflektiert wird. Es existieren zwar zahlreiche Messungen, um die Brechzahl der HH zu bestimmen, nicht jedoch für den Tränenfilm. Die Anwendung der Brechzahl der HH findet überwiegend in der Bestimmung der Brechungseigenschaften der HH statt. Diese werden auf Grund der geringen Dicke des Tränenfilms kaum von diesem beeinflusst. Zusätzlich lässt sich die Brechzahl der HH deutlich leichter bestimmen als die des flüssigen, dreischichtigen Tränenfilms, dessen Aufbau durch mechanischen Kontakt gestört wird.

Sehr viele Autoren vernachlässigen den Tränenfilm und rechnen mit einem Reflexionsfaktor von 2,5 % an der Grenzschicht Luft zu Hornhaut ($n = 1,376$, Tab. 6.2). In [16] wird an Hand von Vergleichsmessungen mit anderen Lipiden ein Reflexionsfaktor der Lipidschicht des Tränenfilms ($n = 1,5$) von 4 % sowie des gesamten Tränenfilms und dem HH-Epithel von 4,85 % (mittlere Brechzahl $n = 1,565$) bestimmt. Dieser Reflexionsfaktor ist für den Bereich sichtbarer Strahlung für Wellenlängen > 600 nm näherungsweise konstant [2].

Für eine optische Positionserfassung können grundsätzlich folgende Verfahren genutzt werden:

1. **Absolute Positionsmessung**, z.B. durch Abtasten von mind. drei Punkten und mathematische Konstruktion der Lage der HH
2. **Relative Positionsmessung** unter Nutzung der Rotationssymmetrie des Auges (nur in x-y-Richtung)
3. **Kombination aus absoluter und relativer Positionsmessung**, um alle drei translatorischen Freiheitsgrade bestimmen zu können

Polarisationseffekte an der HH durch Doppelbrechung [136] werden auf Grund der hohen Komplexität des erforderlichen Messaufbaus nicht betrachtet. Ebenso wird eine kame-

Tabelle 6.2: Brechzahlen von Tränenfilm und Hornhaut [2, 16, 104]

| <i>Medium</i> | <i>Brechzahl n</i> |
|-------------------------------|---------------------------------|
| Luft | 1 |
| Lipidschicht | 1,5 |
| Wässrige Schicht | 1,337 |
| Muzinschicht | 1,5 |
| Mittlere Brechzahl Tränenfilm | 1,565 |
| Hornhaut | 1,376 |

ragestützte Blickrichtungserfassung (Eye-Tracker) [21] auf Grund des im Vergleich zu den Alternativen zu hohen technischen Aufwands nicht verfolgt.

Gruppe 1: Absolute Positionsmessung

a) Für Abstandsmessungen bieten **interferometrische Verfahren** eine sehr hohe Auflösung im μm oder sub- μm Bereich. Ein Laser dient als kohärente monochromatische Lichtquelle. PLAGWITZ [149] nutzt für ein modifiziertes LAT-Verfahren ein Interferometer zur Messung der HH-Verformung. Er schafft es jedoch nicht, den Strahlungsfluss am Auge gemäß den Normen ISO 15004 und ISO 60825-1 so weit zu reduzieren, dass er am lebenden Auge messen kann. Nachteilig für den Strahlenschutz des Auges ist der Parallelstrahl des Lasers, der dadurch exakt auf der Netzhaut fokussiert wird.

b) Bei der **chromatisch konfokalen Abstandsmessung** wird als Lichtquelle ein weißer Strahler mit breitem Spektrum benutzt. Das Verfahren beruht auf der Dispersion, also der wellenlängenabhängigen Brechung des Lichtes, die durch die ABBEzahl beschrieben wird. Eine hohe ABBEzahl zeigt eine große Abhängigkeit der Brechung von der Wellenlänge auf. Durch eine Lochblende im bildseitigen Fokus der Linse wird auf Grund der Dispersion nur ein sehr schmales Spektrum an Wellenlängen hoher Leistung am Empfänger aufgenommen (Abb. 6.5). Andere Wellenlängen sind zwar auch vorhanden, jedoch in ihrer Strahldichte deutlich geringer und im Idealfall vernachlässigbar. Aus der Bestimmung der empfangenen Wellenlänge kann der Abstand des Messobjekts berechnet werden.

Das Messverfahren benötigt verhältnismäßig wenige Komponenten und stellt auf Grund der Fokussierung eine geringere Gefährdung als mit parallelem Licht dar, wie z.B. beim Interferometer. Die größte Bedeutung im Aufbau besitzt die Linse, die die Dispersion erzeugt. Zur Beurteilung der Möglichkeiten und Grenzen eines solchen Aufbaus werden Untersuchungen durchgeführt [38, 94]. Zur Verwendung für die Positionsmessung des Auges sind folgende Aspekte zu beachten:

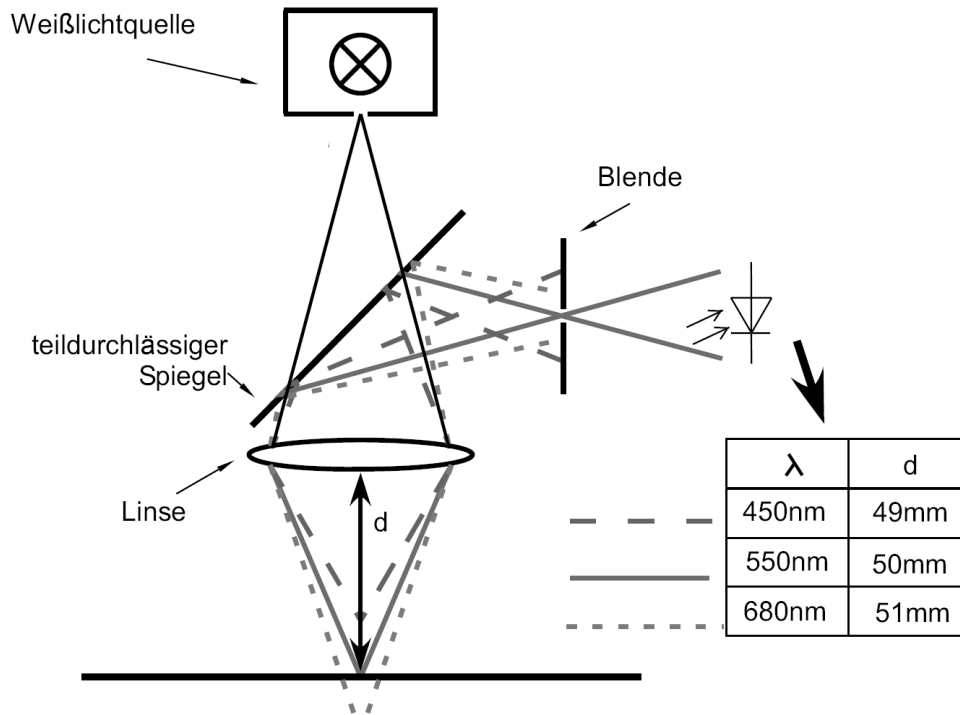


Abb. 6.5: Verfahren der chromatisch konfokalen Abstandsmessung [94].

- Eine hohe ABBEzahl führt nicht zwingend zu einem großen Messbereich. Vielmehr ist auch die Brechzahl zu betrachten, die möglichst klein sein sollte. Mit einer kleinen Brechzahl ist die Wellenlängenabhängigkeit geometrisch gesehen stärker ausgeprägt als mit einer großen.
- Die Druckluftdüse müßte zentral in der Linse angeordnet werden, mit seitlicher Zuführung der Druckluft. Dies ist insofern nicht nachteilig für das Messverfahren, da das Zentrum der Linse in jedem Fall absorbierend abgedeckt werden muss. Ansonsten überstrahlt der Zentralstrahl, der mangels Winkel nicht oder kaum der Dispersion unterliegt, die aufgespaltenen Farben.
- Je kleiner die Lochblende, desto schmaler ist das empfangene Spektrum und um so höher die Positionsauflösung. Gleichzeitig sinkt aber auch der auswertbare Strahlungsfluss.
- Die Wirkung der sphärischen Abberation der Linse mit vorzugsweise kleiner Brechzahl sollte durch Blenden minimiert werden.
- Der von der Lichtquelle emittierte Strahlungsfluss wird durch mehrere Faktoren auf dem Weg bis zum Empfänger deutlich abgeschwächt:

- $\tau_1 \approx 50\%$ Verlust bei Transmission durch den teildurchlässigen Spiegel
 - $r_1 \approx 4,85\%$ Reflexion am Auge
 - $r_2 \approx 50\%$ Reflexion am teildurchlässigen Spiegel
 - Damit treffen mit $\tau_1 \cdot r_1 \cdot r_2 \approx 1,2\%$ des von der Lichtquelle in Richtung der Linse emittierten Strahlungsflusses auf die Blende. Dabei ist der Transmissionsgrad der Linse vernachlässigt. Außerdem ist nicht berücksichtigt, dass nur ein Bruchteil des von der Strahlungsquelle emittierten Strahlungsflusses in das System eingekoppelt wird.
- Zur Farbmessung muss nicht zwingend ein Spektrometer genutzt werden. Mit einer Dreibereichsdiode (z.B. MTCSiCT der Fa. MAZeT) ist eine kostengünstige Farbmessung für wenige Euro realisierbar.

Weitere Ausführungsvarianten eines chromatisch konfokalen Messverfahrens und Details zu einem Entwurf sind [94] zu entnehmen.

c) Präzise Abstandsmessungen sind auch mit **Triangulatoren** möglich. Ein Laserstrahl wird auf eine diffus reflektierende Oberfläche projiziert. Eine Optik bildet den reflektierten Strahl auf einem optischen-Zeilensensor (PSD) ab. Je nach Abstand des Messobjekts wandert die Abbildung auf dem Zeilensensor, der ein zur Position proportionales Ausgangssignal generiert.

d) Eine weitere Möglichkeit zur absoluten Positionsmessung ergibt sich durch eine **fokussierte Lichtquelle und einen Empfänger**, die jeweils in definierten Winkeln zueinander ausgerichtet sind. Eine einfache Ausführungsform lässt sich durch eine LED, eine Linse und eine Fotodiode erzielen (Abb. 6.6). Zur Messung von drei translatorischen Freiheitsgraden können drei solcher LED/Fotodioden-Paare entsprechend kartesischer Achsen jeweils orthogonal versetzt angeordnet werden.

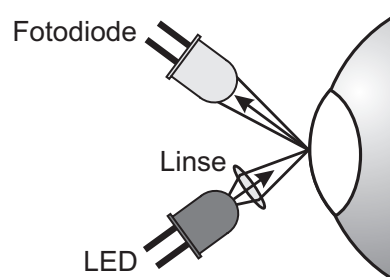


Abb. 6.6: Messverfahren „Fokussierte Lichtquelle und Empfänger“.

Gruppe 2: Relative Positionsmessung

Das Messsignal einer relativen Positionsmessung wird aus dem Vergleich zweier Größen gewonnen. Als Referenzobjekte eignet sich auf Grund individueller anatomischer Abweichungen jeweils nur die Geometrie der Hornhaut oder nur die der Lederhaut. Aus einer Vergleichsgröße lässt sich aber keine Aussage zu allen drei translatorischen Freiheitsgraden treffen. Daher werden relative Positionsmessungen zusammen mit einer absoluten Positionsmessung im folgenden Absatz behandelt.

Gruppe 3: Kombination aus absoluter und relativer Positionsmessung

e) Anstelle der Reflexionseigenschaften des Auges lässt sich auch eine Brechung an der HH messen. In den Anforderungen wurde aufgeführt, dass eine hohe Positionsauflösung nur in einem Bereich ± 1 mm um den Arbeitspunkt erreicht werden muss. Außerhalb dieses Bereichs ist eine Information ausreichend, in welche Richtung die Messeinheit verfahren werden muss. Ein mögliches Verfahren, das dieser Anforderung gerecht wird ist in Abb. 6.7 als Prinzipiellösung eines **Lichtkäfigs** dargestellt. Je zwei Spiegel lenken zwei Strahlengänge lateral an der HH vorbei. Erfolgt keine Abschattung, lässt sich daraus das Positionierungssignal, dass der Abstand zu groß ist, generieren. Bei Annäherung an die HH wird der Strahlengang zunehmend durch die HH gebrochen. Aus dem Relativsignal beider Kanäle lässt sich eine Verschiebung in vertikaler Richtung ableiten. Aus dem Absolutsignal lässt sich der Abstand zur Hornhaut bestimmen, auf den das Messsystem kalibriert sein muss.

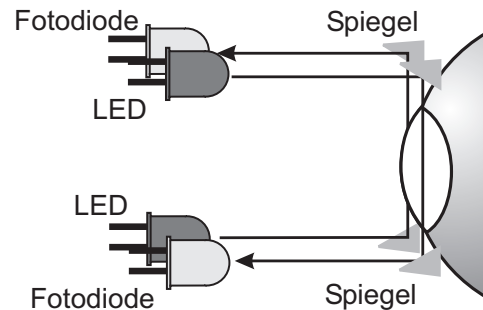


Abb. 6.7: Messverfahren „Lichtkäfig“.

f) Da die Positionierung des Messsystems nicht zwingend in der optischen Achse, sondern senkrecht zur Oberfläche erfolgen kann, lässt sich mit einem **diskret aufgebauten Quadrantensensor** die Rotationssymmetrie des Auges nutzen. Für rotationssymmetrische Anwendungen ist die vorteilhafte Verwendung einer Quadrantendiode bekannt. Das Prinzip der Quadrantendiode ist auf den Anwendungsfall der Ausrichtung der Messachse des LAT übertragen. Eine sendende LED am hinteren Ende der Düse ist zentral angeordnet; um sie herum sind vier Fotodioden platziert (Abb. 6.8). Die sendende LED kann gleichzeitig als Peilobjekt für den Patienten dienen. Die Zuführung der Druckluft kann seitlich erfolgen.

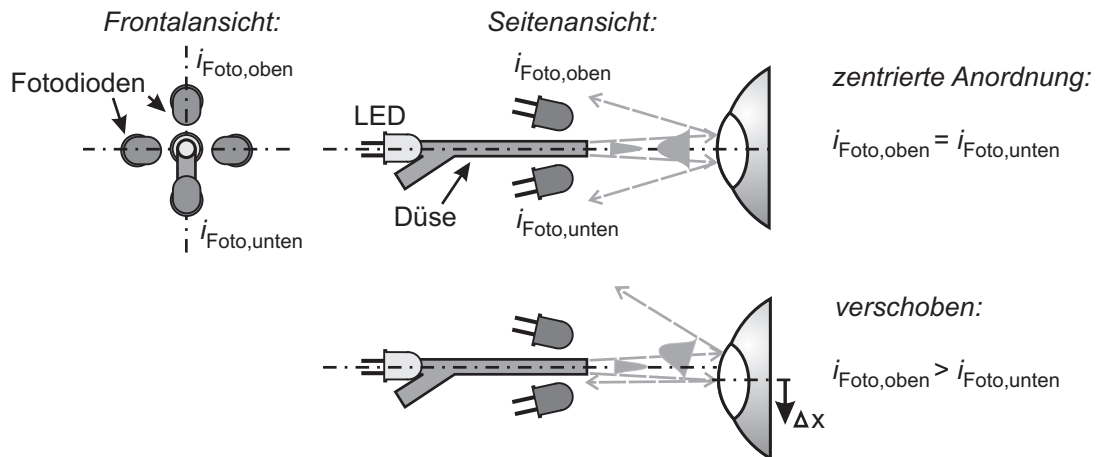


Abb. 6.8: Messverfahren des diskret aufgebauten Quadrantensensors.

Bei Ausrichtung des Quadrantensensors senkrecht zur Oberfläche des Auges wird der Strahlungsfluss auf alle vier Dioden gleichmäßig reflektiert. Verschiebt sich das Auge relativ gesehen nach unten, so wird der Strahlungsfluss verstärkt nach oben abgelenkt. Die Fotoströme der oberen Dioden erhöhen sich, die der unteren sinken. Die Kennlinie dieses Messverfahrens ist für den oberen und unteren Kanal schematisch in Abb. 6.9 dargestellt.

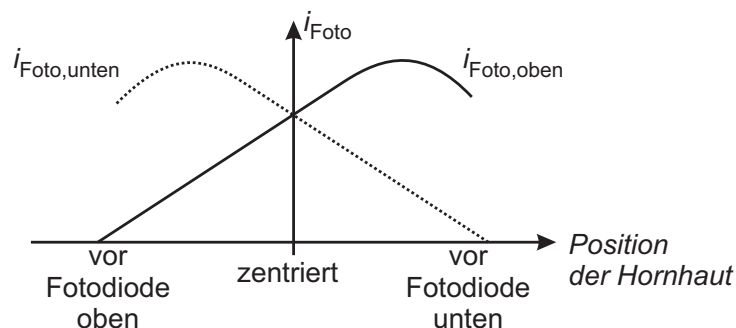


Abb. 6.9: Kennlinie des diskret aufgebauten Quadrantensensors.

Aus dem relativen Verhältnis der Strahlungsflüsse lässt sich die Position in der lateralen x-y-Ebene kontinuierlich relativ bestimmen. Die Summe aller vier Kanäle ist proportional zum Abstand des Auges. Ein geringer Abstand führt auf Grund der Strahlstärkeverteilung zu einem höheren Strahlungsfluss auf die Dioden und umgekehrt. Der gewünschte Abstand von 11 mm muss also kalibriert werden. Nachteilig bei der Abstandsmessung ist die Abhängigkeit vom Krümmungsradius der HH und dem Reflexionsfaktor des Tränenfilms. Der Einfluss beider Aspekte wurde bei der folgenden Auswahl zu gering bewertet (Abschnitt 6.3.3).

Akustische Prinzipien

Es ist auch denkbar, eine Ultraschallreflexion der Hornhaut zur Abstandsmessung zu nutzen. Durch einen Hilfsreflektor in einem Abstand von ca. 5 cm und einer Phasenmessung aus gesendetem und empfangenen Schall sind Auflösungen bis zu $\pm 10\text{ }\mu\text{m}$ möglich (Wehrhahn UDM2000). Geringste Luftströmungen wirken jedoch bereits als Störgröße. Messköpfe nach dem Stand der Technik weisen mit ca. $\varnothing 4\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ zu große Abmessungen auf. Zusätzlich ist für die Laufzeitmessung ein Mindestabstand von mehreren Zentimetern erforderlich, der einen Einsatz in einem miniaturisierten LAT deutlich erschwert. Akustische Prinzipien werden daher auf Grund der aufgeführten Nachteile ausgeschlossen.

Kapazitive Prinzipien

Ein direkter elektrischer Kontakt am Augapfel ist auf Grund des kontaklosen Gerätekonzepts ausgeschlossen. Ein Kontakt in der Umgebung des Auges ist denkbar, unterliegt jedoch auch schwankenden physiologischen, anatomischen und künstlichen Eigenschaften wie Feuchtigkeit, Creme/Make-up, Fettpolster etc. Daher müsste ein Näherungssensor eingesetzt werden, so dass das Auge nicht als Elektrode dient, sondern bei Annäherung eine Verzerrung eines elektrischen Feldes hervorruft. Durch ein laterales Verfahren eines kapazitiven Sensors in der x-y-Ebene könnte die Position mit minimalem Abstand gesucht werden. In dieser Position ist die Messachse näherungsweise senkrecht auf der Oberfläche ausgerichtet. Einflüsse durch dicke oder tiefstehende Augenlider oder Augenbrauen sind naheliegend und kaum kompensierbar. Ein kapazitives Messprinzip erscheint in Anbetracht der Alternativen nicht erfolgversprechend und wird daher nicht weiter verfolgt.

Elektrische und magnetische Feldmessungen

Das Auge weist auf Grund der hohen Anzahl an Nervenfasern auf der Netzhaut einen Dipolcharakter auf [8]. Dieses elektrische Feld wird jedoch in vivo von dem der Muskelaktivitäten überlagert, so dass eine Positionsmessung auf Grund der Feldmessung des Dipols ausscheidet.

Es wäre aber möglich, einen Wirbelstrom im vorderen Augenabschnitt zu erzeugen. Diese Größe und der Verlauf eines Wirbelstroms werden u.a. durch die Leitfähigkeit des Auges beeinflusst. Diese wiederum hängt von den anatomischen (z.B. HH-Dicke, Krümmungsradius) und physiologischen (z.B. Elektrolytmenge) Eigenschaften ab. Zusätzlich ist nicht auszuschließen, dass die Vielzahl an Neuronen im Auge durch das magnetische Feld eines Wirbelstromes beeinflusst werden. Auch psychologisch gesehen bestehen in der Bevölkerung häufig Vorbehalte hinsichtlich des „Elektrosmogs“. Ein induktives Prinzip wird daher ausgeschlossen.

6.1.5 Fazit Positionssensor

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die optischen Verfahren für ein miniaturisiertes System zur Positionsbestimmung des Auges erwartungsgemäß am besten geeignet sind. In Tabelle 6.3 ist eine Übersicht zur Bewertung der Verfahren aufgeführt.

Tabelle 6.3: Bewertung der betrachteten Verfahren zur Positionsmessung des Auges (Bewertungsmaßstab: -1 \equiv ungünstig, 0 \equiv neutral, 1 \equiv günstig).

| <i>Kriterium/Variante</i> | <i>a) Interferometer</i> | <i>b) Chromatisch Konfokal</i> | <i>c) Triangulator</i> | <i>d) Fokussierte LED/Diode</i> | <i>e) Lichtkäfing</i> | <i>f) Quadrantensensor</i> |
|---|--------------------------|--------------------------------|------------------------|---------------------------------|-----------------------|----------------------------|
| Hohe Positionsauflösung | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 1 |
| Geringer Aufwand (el./opt./mech.) | -1 | -1 | -1 | 0 | 0 | 1 |
| Geringer Bauraum | -1 | -1 | 0 | 1 | 1 | 1 |
| geringer Einfluss von Hornhautverkrümmungen | 1 | 1 | 1 | -1 | -1 | 0 |
| Hohe Patientensicherheit | -1 | -1 | -1 | 0 | -1 | 0 |
| Geringer Energieverbrauch | 0 | -1 | 0 | 1 | 1 | 1 |
| Geringer Aufwand Signalverarbeitung | -1 | -1 | -1 | 1 | 1 | 1 |
| Summe | -2 | -3 | -1 | 2 | 1 | 5 |
| präzise Erfassung der max. Applanation | - | - | - | 0 | - | 1 |

Zur Bewertung müssen folgende Punkte angemerkt werden:

- Die Messverfahren a) bis c) bieten deutlich höhere Positionsaufösungen als gefordert, werden aber in diesem Kriterium nicht besser als die Verfahren d) bis f) bewertet. Das eindeutige Erfüllen der gewünschten Positionsauflösung der Verfahren d) bis f) ist aus Vorversuchen verifiziert.
- Im Sinne einer hohen Patientensicherheit ist sowohl eine Gefährdung durch optische Strahlung als eine mechanische Verletzungsgefahr auszuschließen. Beim Verfahren des Lichtkäfings müssen die Spiegel dicht am Auge platziert werden, was ein hohes Gefährdungspotential aufweist.
- Bei den Messverfahren a) bis c) muss beachtet werden, dass im Idealfall aus drei Messpunkten die Lage der HH berechnet werden muss. Da ein Auftreten von HH-

Verkrümmungen nicht vorhersagbar ist, müssen deutlich mehr Messpunkte aufgenommen werden. Eine kontinuierliche Positionsmessung ist klar zu bevorzugen.

- Die Möglichkeit der Erfassung der maximalen Applanation mit dem gleichen Sensorsystem wird erst in Abschnitt 6.2 im Detail überprüft. Die Auswahl des Positionssensors erfolgt zunächst unabhängig von der Möglichkeit, auch die maximale Applanation zu erfassen.

Der Vergleich der betrachteten Messverfahren zeigt, dass die Varianten d) bis f) in fast allen Kriterien für diesen Anwendungsfall Vorteile bieten. Das in Summe beste und auch homogenste Verfahren ist das des diskret aufgebauten Quadrantensensors. Dieses bietet auch den günstigsten Kompromiss hinsichtlich einer idealen Messposition auch bei Hornhautverkrümmungen. Die alternativen Verfahren könnten zwar theoretisch ein vollständiges Abbild der Hornhauttopographie erstellen, allerdings nur aus einer Vielzahl an Messpunkten. Der Quadrantensensor ermöglicht durch seine kontinuierliche Messung einen minimalen Aufwand an Signalverarbeitung. Beachtet werden muss der maximal zulässige Strahlungsfluss auf das Auge nach DIN 15004 und DIN 60825. Dessen Grenzen liegen nach ersten Abschätzungen nicht sehr hoch.

Der kleine Winkel der Sensoren zur Messachse könnte beim Verfahren des Quadrantensensors gegenüber Verfahren mit größeren Winkeln leicht nachteilig sein. Da aber keine klare Aussage über den Störeinfluss der Positionierung zu treffen ist, beeinflusst dieser Aspekt die Entscheidung nicht. Das System besticht durch seinen einfachen aber trotzdem hochauflösenden, linsenlosen Aufbau, mit dem gleichzeitig eine Erfassung der maximalen Applanation möglich ist. Es ist daher für eine wirtschaftliche Realisierung eines Selbsttonometers sehr gut geeignet.

6.2 Sensorik zur Erfassung der maximalen Applanation der Hornhaut

Die Sensorik zur Erfassung der maximalen Applanation bestimmt die Referenzgröße des IOP. Die Positionserfassung und -korrektur stellt dagegen eine notwendige Bedingung für eine IOP-Messung mit geringer Messunsicherheit dar. Nach dem Stand der Technik muss die Sensorik einzig den Zeitpunkt der maximale Applanation mit hoher Auflösung erfassen, nicht zwingend die gesamte Verformung der HH. Der durch die Staupunktströmung am Auge wirkende Druck zum Zeitpunkt der maximalen Applanation kann als Funktion oder in einer look-up Tabelle im Gerät hinterlegt sein. Vorzuziehen ist jedoch eine Druckmessung während der Druckerzeugung, so dass zufällige Fehler z.B. durch Lageänderungen oder Verschleißerscheinungen, minimiert werden. Eine Übersicht der Anforderungen ist Tabelle 6.4 zu entnehmen.

Tabelle 6.4: Übersicht der Anforderungen an die Erfassung der maximalen Applanation des Auges (F: Forderung, W: Wunsch)

| Anforderung | Wert | Quelle/Kommentar |
|---|-------------------------------------|---|
| Grenzfrequenz | F: > 6 kHz W: > 10 kHz | wesentliche Frequenzanteile bis 3 kHz |
| Zeitpunkt der maximalen Applanation erfassen | F: $\pm 0,2$ ms W: $\pm 0,08$ ms | $\equiv 2,55$ mmHg $\equiv 1$ mmHg |
| Toleranz gegenüber Mikro-Bewegungen des Auges | W | natürliche Augenbewegungen nicht vermeidbar |

6.2.1 Stand der Technik

Im Stand der Technik wird der Strahlungsfluss einer LED in einem Parallelstrahl auf die HH gelenkt (Abb. 6.10). Die applanierte Fläche der Hornhaut spiegelt den Strahlungsfluss auf eine LED mit Sammellinse, die das Flächenintegral des Strahlungsflusses bildet.

Das Messverfahren der Applanationserfassung nach dem Stand der Technik stellt eine einfache aber gut funktionierende Lösung dar. Voraussetzung ist eine präzise Ausrichtung der Brennpunkte der Linsen und der LED bzw. Diode. Die in Patentschriften [120, 119] und [118] abgebildeten, sehr schmalen und spitzen Peaks des empfangenen Strahlungsflusses zeigen, dass der Fokus der Linsen sehr präzise auf die Ebene der maximalen Applanation ausgerichtet ist. Der reflektierte Strahlkegel wird erst mit zunehmender Applanation auf dem Sensorelement fokussiert. Der deutliche Peak besitzt den Vorteil der einfachen Auswertung, allerdings auf Kosten der Positionstoleranz der Applanationserfassung.

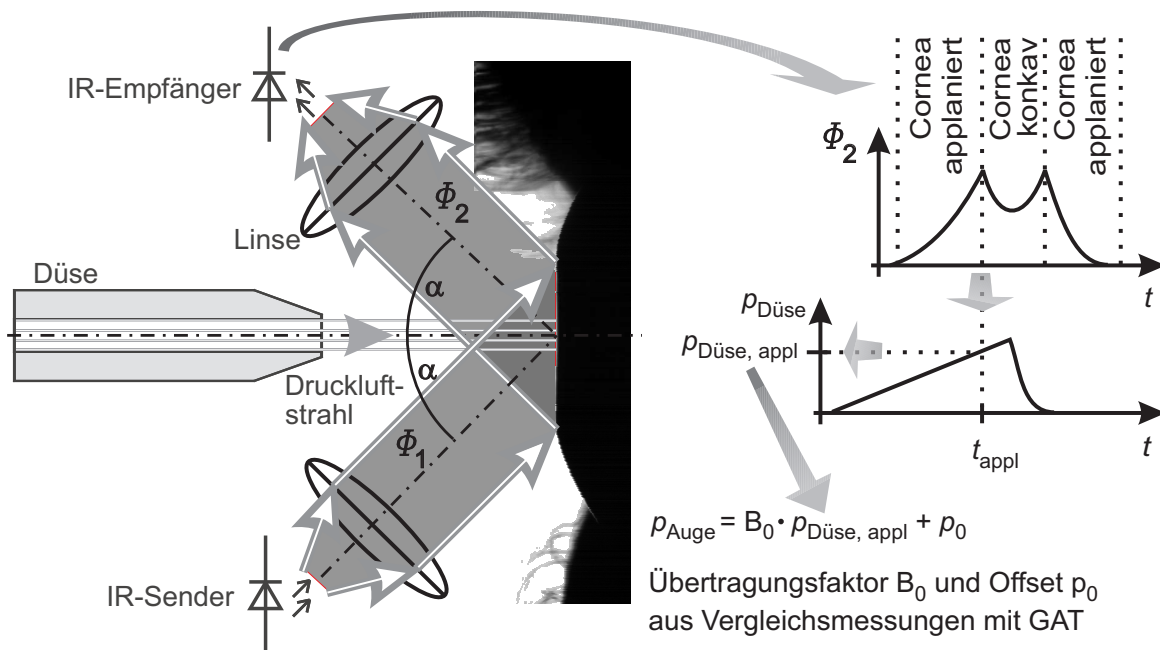


Abb. 6.10: Messverfahren der Erfassung der max. Applanation nach dem Stand der Technik.

Hochgeschwindigkeitsaufnahmen von KANEKO [81] zeigen erwartungsgemäß, dass durch den Druckluftstrahl der Tränenfilm zur Seite gedrängt wird. Wenn die Muzinschicht in den Vertiefungen der mikroskopisch rauen Oberfläche verbleibt, sinkt der Reflexionsfaktor von 4,85 % auf 4 %. Je trockener die HH wird, desto niedriger wird der Reflexionsfaktor. Die damit verbundene Abnahme des Reflexionsfaktors aus dem Zentrum heraus ist der geometrisch bedingten Reflexion überlagert.

Ein möglicher Einfluss einer Reflexion des Strahlungsflusses an der Iris ist nicht auszuschließen. Dieser wirkt sich jedoch nur in einem Gleichanteil aus. Der Zeitpunkt des Peaks bleibt unbeeinflusst.

6.2.2 Lösungsprinzipien

Für die Auswahl des Sensorprinzips zur Applanationserfassung gelten die gleichen Ausschlusskriterien wie für den Positionssensor. Daher wird nur das optische Prinzip betrachtet. Auf Grund der erforderlichen Grenzfrequenz von mind. 6 kHz scheiden abtastende Verfahren aus. Die Nutzung des Reflexionsverhaltens der Applanationsfläche, wie im Stand der Technik, stellt das einzig reproduzierbare Verfahren dar, um den Zeitpunkt der maximalen Applanation zu erfassen.

Beachtet werden muss die Verschiebung der Reflexionsfläche in Abhängigkeit der Applanation. Je größer der Beobachtungswinkel α zur Messachse ist, desto größer ist die Verschiebung des reflektierten Strahls am Empfänger und desto wichtiger ist die Verwendung einer

fokussierenden Linse. Soll aus Kosten- und Montagegründen auf eine Linse verzichtet werden, so muss ein kleiner Beobachtungswinkel gewählt werden.

Ein Sensorsystem mit kleinem Beobachtungswinkel wurde bereits mit dem diskret aufgebauten Quadrantensensor zur Positionsmessung vorgestellt. Dieses Sensorsystem lässt sich nicht nur zur Positionsmessung einsetzen, sondern auch für die Applanationserfassung. Das Messverfahren dazu ist in Abb. 6.11 dargestellt.

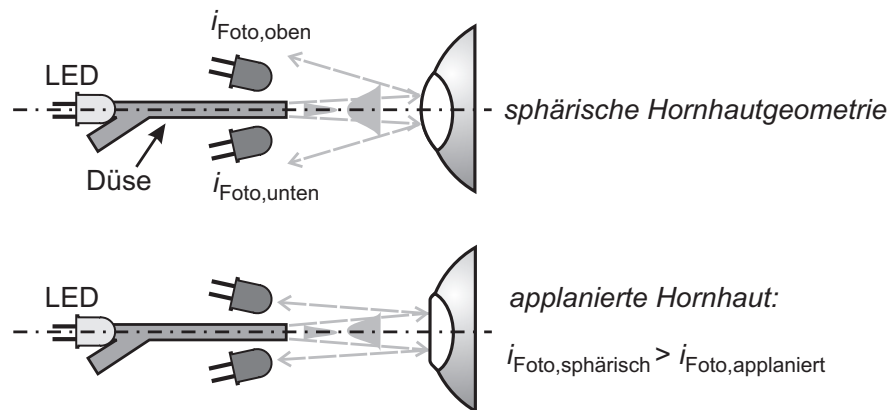


Abb. 6.11: Erfassung der max. Applanation mit dem diskret aufgebauten Quadrantensensor.

Die zu erwartende Kennlinie ist in Abb. 6.12 dargestellt. Im Ausgangszustand erfolgt an der näherungsweise sphärischen Oberfläche der HH eine Aufweitung der Strahlstärkeverteilungskurve, die aus der Düse emittiert wird. Mit Beginn der Applanation wird dieses Profil verzerrt, da an der applanierten Fläche keine Aufweitung mehr erfolgt.

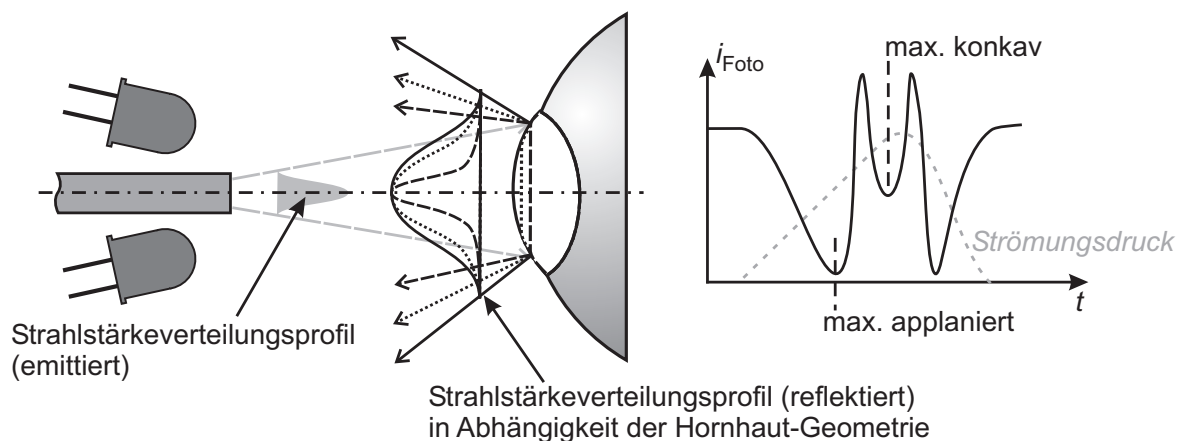


Abb. 6.12: Kennlinie der Applanationserfassung für drei verschiedene Applanationszustände.

Das Minimum des empfangenen Strahlungsflusses entsteht nicht exakt zum Zeitpunkt der maximalen Applanation, sondern etwas später. Denn der Übergang von der applanierten in die konkave Form führt zunächst zu einer weiteren Stauchung des Verteilungsprofils. Daran

anschließend erfolgt eine nahezu direkte Reflexion durch die konkave Form der HH ähnlich einem Parabolspiegel. Der zeitliche Versatz der maximalen Applanation ist nicht nachteilig, da Tests ein reproduzierbares Verhalten zeigen.

Ein großer Vorteil der Applanationserfassung unter diesem spitzen Winkel liegt in einer hohen Positionstoleranz. Auch bei den natürlichen Augenbewegungen ist kaum eine Beeinflussung des Applanationssignals zu erwarten, im Gegensatz zum Verfahren des Stands der Technik.

6.2.3 Auswertung von Zusatzinformationen

Es stellt sich die Frage, ob neben der IOP-Messung nach GROLMAN auf Grundlage des IMBERT-FICKSchen Gesetzes noch Zusatzinformationen ausgewertet werden können, um den IOP mit einem anderen Verfahren oder durch ein redundantes Verfahren genauer bestimmen zu können. Folgende Varianten kommen in Betracht:

- **Auswerten der Anstiegsgeschwindigkeit $\frac{d\Phi}{dt}$ bis zur max. Applanation**

Die Flanke des Strahlungsfluss-Verlaufs wird auch von der absoluten Reflektion und dem Krümmungsradius der HH beeinflusst. Beide Größen sind i.d.R. nicht bekannt und sind z.B. von Hornhautverkrümmungen stark abhängig. Abweichungen von den Eigenschaften eines DurchschnittsAuges können daher nicht kompensiert werden. Gegenüber der Detektion des Reflexions-Peaks erscheint diese Auswertung deutlich stärker durch die Anatomie beeinflusst und damit nicht vorteilhaft.

- **Analyse des Frequenzbereichs**

Aus den unterschiedlichen zeitlichen Verläufen bis zur maximalen Applanation ist keine eindeutige Information aus dem Frequenzbereich offensichtlich, aber auch nicht auszuschließen. Eventuell lassen sich mit statistischen Verfahren Merkmalswerte extrahieren. Eine Prüfung an Hand einer statistisch signifikanten Anzahl von Messungen sollte erfolgen. Nicht zu vernachlässigen ist die Abhängigkeit von der Anatomie des Auges.

Eine besonders vorteilhafte Auswertung der Messdaten gegenüber dem herkömmlichen Verfahren ist nicht abzusehen. Nach Realisierung eines Sensorsystems und damit der Möglichkeit zur Aufnahme realer Messdaten sollten die o.g. Überlegungen geprüft werden.

6.3 Kombiniertes Sensorsystem zur Erfassung der Position und Applanation des Auges

Die Vorzüge eines einzigen Sensorsystems, sowohl zur Erfassung der Position des Auges wie auch der maximalen Applanation, wurden bereits auf der Ebene der Prinzipiöpfung beschrieben. Ziel ist eine Auslegung derart, dass die Abbildungseigenschaften der Hornhaut für beide Messaufgaben einen günstigen Arbeitspunkt erlauben.

6.3.1 Auslegung des kombinierten Sensorsystems

Die Analyse des Stands der Technik zur Positionserfassung des Auges (z.B. Abb. 6.4) zeigt, dass die optischen Messsysteme immer aus einer Kombination aus Linse und Empfänger oder Linse und Emitter bestehen. Linsen bieten den Vorteil, bei Fokussierung auf die Fotodioden, einen deutlich größeren Raumwinkel auf die Fotodioden abzubilden. Durch die integrierende Wirkung einer fokussierenden Linse verliert die Charakteristik der Strahlstärkeverteilungskurve an Bedeutung. Die folgenden Betrachtungen zeigen, dass bei korrekter Auslegung eine Einsparung der Linsen zu Gunsten reduzierter Teile-, Fertigungs- und Montagekosten möglich ist.

Eine stufenförmige Strahlstärkeverteilung auf der HH führt zu einer unbrauchbaren sprungförmigen Kennlinie, sowohl bei der Positionierung als auch bei der Applanationserfassung. Voraussetzung für eine kontinuierliche Signaländerung in beiden Betriebsarten ist eine Strahlstärkeverteilung mit einem deutlich ausgeprägten Maximum bzw. großem Gradienten aus der Düse heraus, z.B. in Form einer GAUSS-Kurve (Abb. 6.8). Für eine iterationsfreie Auslegung sind nacheinander die folgenden Parameter festzulegen:

1. Düsenlänge
2. Öffnungswinkel des Senders
3. Position der Fotodioden
4. Kalibration des Sensorsystems

Festlegung der Düsenlänge

In Abschnitt 6.1 wurde die optische Positionserfassung derart konzipiert, dass eine Strahlungsquelle aus der Düse heraus strahlt. Neben der Abschattung des emittierten Strahls bestimmt die Düsenlänge auch maßgeblich den Grad an Turbulenzen, die bei der Druckluftströmung auftreten. Die Länge kann daher nicht beliebig kurz gewählt werden. Je länger die Düse, desto größer ist die Beruhigung von instationären Turbulenzen. In Abschnitt 7 wird als experimentell nachgewiesener Kompromiss die minimale Düsenlänge zu 30 mm festgelegt.

Festlegung des Öffnungswinkels des Senders

Der zu bestrahlende Durchmesser der HH beträgt ca. 4,5 mm (Abb. 6.13). Aus Gründen der Vergleichbarkeit mit dem Stand der Technik wird der Abstand zwischen Düse und Hornhaut von 11 mm sowie der innere Düsendurchmesser von 2,5 mm übernommen. Aus diesen geometrischen Verhältnissen ergibt sich aus der Düse heraus ein notwendiger Öffnungshalbwinkel α_{frei} des Freistrahls

$$\alpha_{\text{frei}} \approx \arctan \left(\frac{d_{\text{Düse-HH}}}{\frac{a}{2} - r_{\text{Düse}}} \right) = 5,2^\circ. \quad (6.2)$$

Der Krümmungsradius der HH-Oberfläche wird im Folgenden mit einem Fehler des Abstands von 3 % vernachlässigt. Der Öffnungswinkel der Düse $\alpha_{\text{Düse}}$ beträgt

$$\alpha_{\text{Düse}} \approx \arctan \left(\frac{1,25 \text{ mm}}{30 \text{ mm}} \right) = 2,4^\circ. \quad (6.3)$$

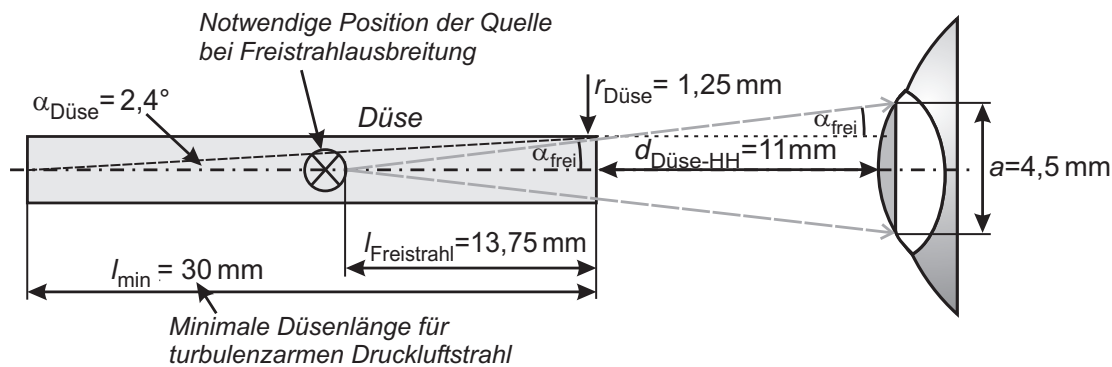


Abb. 6.13: Maximale Düsenlänge für eine Freistrahlausbreitung der Quelle für einen bestrahlten Durchmesser von 4,5 mm.

Düsendurchmesser und Abstand zum Auge orientieren sich am Stand der Technik.

Dieser Winkel ist als Freistrahls nur mit einer maximalen Düsenlänge von ca. 14 mm bei gleichzeitig bündiger Positionierung der Strahlungsquelle erreichbar (Abb. 6.13). Zur Lösung dieses Widerspruchs können Reflexionen innerhalb der Düse genutzt werden. Es ist zu beachten, dass die Oberfläche in der Düse nicht ideal zu 100 % reflektiert. Für ein glänzendes, gezogenes Messingröhrchen ist ein Reflexionsfaktor von ca. 70 % anzusetzen [167]. Es muss der günstigste Kompromiss gewählt werden aus der bestrahlten Fläche auf der HH und einem möglichst großen Gradienten der Strahlstärkeverteilung. Die Strahlstärkeverteilungskurve ist näherungsweise gaußförmig und rotationssymmetrisch zur optischen Achse (Abb. 6.8).

Die Überlagerung aus dem direkten Freistrahls und den reflektierten Strahlen wird in einer Simulation der geometrischen Optik des Strahlengangs mit der Software ASAP (Fa. Breault) simuliert [95]. Als Quelle werden LEDs mit Öffnungswinkeln von 1° , 3° und 5° verwendet.

Der Öffnungswinkel einer LED ist bei einem Absinken der Strahlstärke auf 50 % des Maximums definiert. Die Bezeichnung Öffnungswinkel ist unvorteilhaft, da nur der Winkel zur optischen Achse angegeben wird, also der halbe Öffnungswinkel. Die Simulation zeigt, dass bei einem Winkel von 1° die Beeinflussung durch die Düse vernachlässigbar ist (Abb. 6.14). Bei einem Winkel von 3° wird ca. ein Drittel des Strahlungsflusses reflektiert, bei 5° ca. zwei Drittel. Die Variation der Düsenlänge bestätigt die bisherigen Annahmen und wird daher nicht weiter beschrieben.

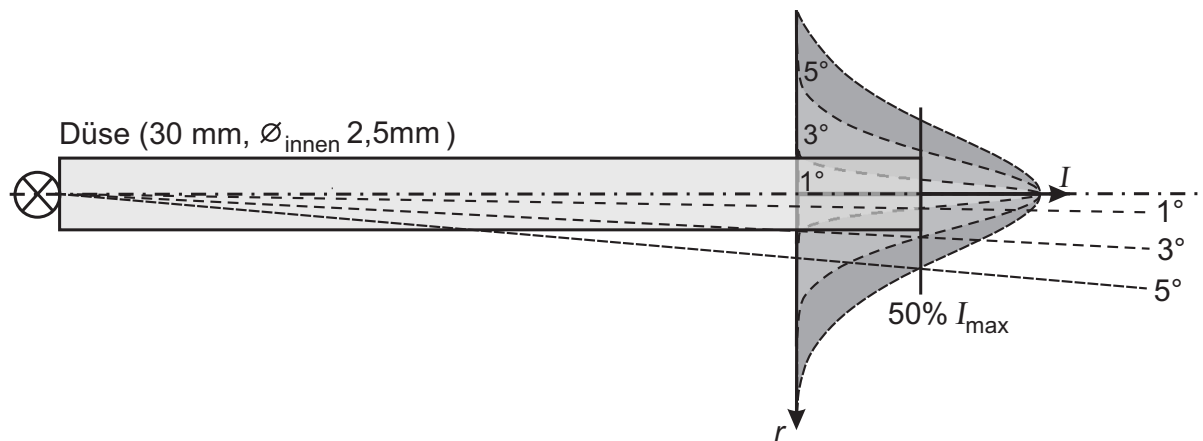


Abb. 6.14: Geometrische Verhältnisse von Düse und Strahlstärkeverteilungskurve für 1° , 3° , 5° Öffnungswinkel.

Das Ergebnis der simulierten Strahlstärkeverteilung in der Ebene der Hornhaut ist in Abb. 6.15 dargestellt.

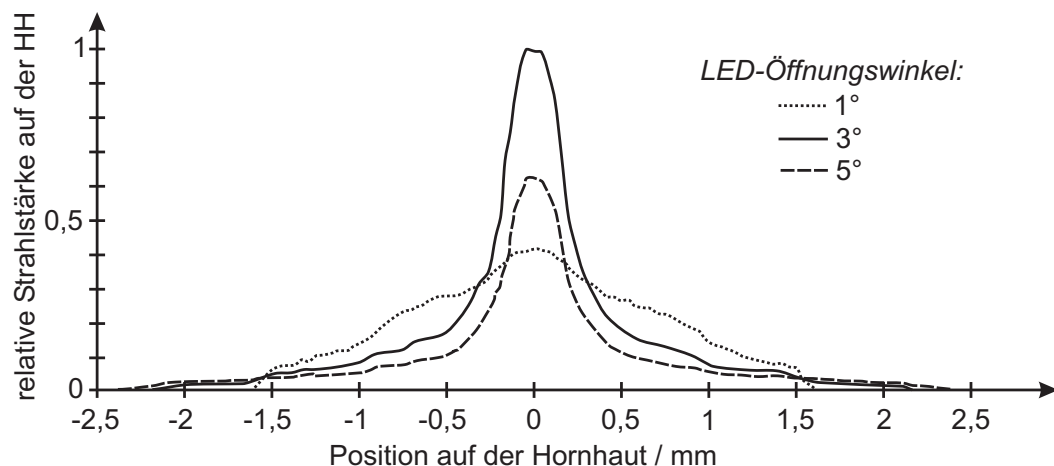


Abb. 6.15: Relative Verteilung der Strahlstärke in der Ebene der Hornhaut für Öffnungswinkel der LED von 1° , 3° , 5° bei identischem Strahlungsfluss.

Ergebnisse aus einer Simulation mit der Ray-Tracing Software ASAP.

Das Diagramm zeigt, dass die Reflexionen an der Innenseite der Düse nicht zu Unstetigkeiten oder einem unvorteilhaften Verlauf der Strahlstärkeverteilung führen. Der beste Kompromiss aus Verlusten durch Reflexionen in der Düse und des bestrahlten Durchmessers auf der Hornhaut bei einem großen Gradienten der Strahlstärkeverteilung ist für die gegebene Düsengeometrie mit einem LED-Öffnungswinkel von 3° zu erzielen. Bei einem Öffnungswinkel von 1° ist der bestrahlte Durchmesser mit ca. 3,2 mm zu klein. Bei einem Öffnungswinkel von 5° ergibt sich zwar eine breitere Verteilung, jedoch steigen die Verluste durch eine mehrfache Reflexion an der Düseninnenseite. Dadurch ist die maximale Strahlstärke gegenüber 3° Öffnungswinkel reduziert. Die gegenüber der 1° Kurve deutlich erhöhte Strahlungsstärke der Kurve für 3° und für 5° lässt sich durch die Überlagerung des Freistrahls mit reflektierten Strahlen erklären.

Ein Öffnungshalbwinkel von 3° ist bei LEDs im T1 $\frac{3}{4}$ -Gehäuse sehr gering und zählt nicht zu den Standardgeometrien. Zum Zeitpunkt des Entwurfs ist nur von Osram die LED SFH-4550 mit einer Wellenlänge von 850 nm am Markt verfügbar. Der Unterschied im Reflexionsverhalten am Tränenfilm zwischen rotem und nah-infrarotem Licht ist vernachlässigbar [2, 165]. Bei der Auswahl ist zu berücksichtigen, dass die LED nicht nur als Emittierer für die Positions- und Applanationserfassung dient, sondern auch als Positionslicht für den Benutzer. Trotz des Maximums im nahen IR-Bereich ist die Bandbreite der LED groß genug, um in einer dunklen Umgebung, wie der Düse, mit dem Auge ein ausreichend starkes, rotes Licht wahrzunehmen.

Einstellung des Arbeitspunktes der LED

Die Bestrahlung des Auges mit einer LED erfordert eine Betrachtung der zulässigen Strahlstärke in der Ebene der Hornhaut. Die Grenzwerte sind nicht tabelliert aufgeführt, sondern in Abhängigkeit mehrerer Parameter zu bestimmen:

- Emittierter Strahlungsfluss
- Abstand von der Strahlquelle
- Raumwinkel des Strahls
- Wellenlänge
- Expositionsdauer

Die Details sind im Anhang Teil E.4 aufgeführt. Es wird die in Abb. 6.16 gezeigte Geometrie zu Grunde gelegt.

Die LED erzeugt laut Datenblatt bei einem Vorwärtsstrom von 100 mA, einer Dauer von 20 ms und einer Umgebungstemperatur von 25°C eine Strahlstärke von max. 1250 mW/sr. Zu beachten ist, dass der Lichtstrom sinkt, je höher die Substrattemperatur ist. Bei einer Erwärmung von 25°C auf 75°C sinkt der Lichtstrom einer roten LED um ca. 40 % [88]. Zusätzlich

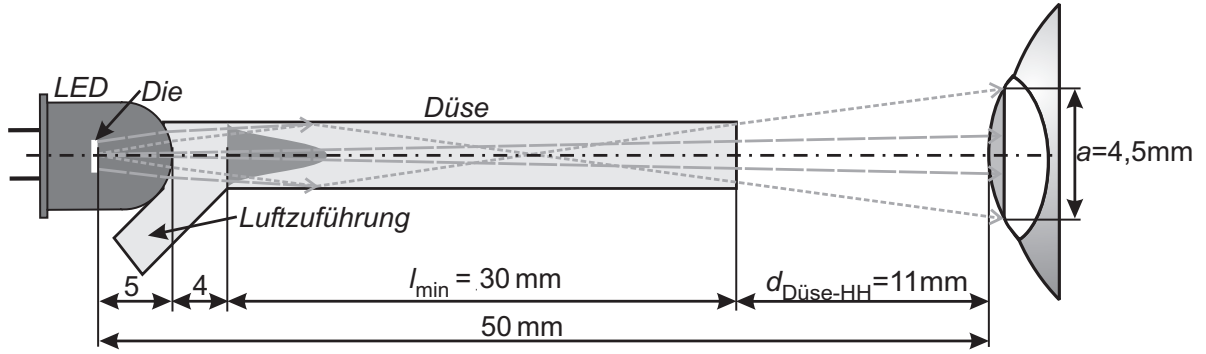


Abb. 6.16: Abstand zwischen emittierendem Chip der LED und der Hornhautoberfläche.

nimmt die Wellenlänge um ca. 2,5 nm zu. Mit dem radiometrischen Entfernungsgesetz [188]

$$E = \frac{I}{d^2} \quad (6.4)$$

mit $E \equiv$ Bestrahlungsstärke, $I \equiv$ Strahlstärke, $d \equiv$ Abstand zwischen Sender und Empfänger

wird nur eine Näherungslösung bestimmt, da es eine ebene Empfangsfläche in sehr großem Abstand voraussetzt [160]. Beides ist nicht gegeben. Es wird daher das radiometrische Grundgesetz zur Bestimmung der Strahldichte L angewendet [98]

$$L = \frac{d^2 \Phi}{dA \cos(\theta) d\Omega} \quad (6.5)$$

mit $\Phi \equiv$ Strahlungsfluss, $A \equiv$ bestrahlte Fläche,

$\theta \equiv$ Winkel zum Lot der bestrahlten Fläche, $\Omega \equiv$ strahlender Raumwinkel.

Die Strahldichte der LED bei 100 mA berechnet sich zu $2,47 \cdot 10^5 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr})$ (Details s. Anhang Teil E.4). Umgerechnet in die Bestrahlungsstärke E ergeben sich $157 \text{ mW}/\text{cm}^2$. In Tabelle 6.5 sind die berechneten Grenzwerte nach den jeweiligen Richtlinien aufgeführt. Bei ungeübten Patienten ist ein längeres Ausrichten des Geräts nicht auszuschließen. Daher wird eine max. Bestrahlungsdauer von 30 s angesetzt. Ziel ist eine Positionierungsdauer $< 3 \text{ s}$.

Die präzisesten Berücksichtigungen der Expositionsbedingungen bieten die neueren Normen DIN 60825 und IEC 62471. Mit diesen lassen sich auch geringe Umgebungsstrahlungen im sichtbaren Bereich und dadurch vergrößerte Pupillendurchmesser wie auch zeitlich diskontinuierliche Quellen berücksichtigen. Die DIN 60825 zum Schutz vor laserähnlicher Strahlung berücksichtigt vor allem gepulste Strahlungsquellen. Auf Grund der langen Bestrahlungsdauer von 30 s wird die Grenze bei einem LED-Strom von 100 mA um den Faktor drei überschritten. Es ist allerdings zu beachten, dass bei so einer langen Bestrahlungsdauer unterschiedliche Areale auf der Netzhaut beleuchtet werden. Diese Tatsache findet in der DIN 60825 keine direkte Beachtung. Zusätzlich wird ein Großteil der Streustrahlung durch die Blendenwirkung der Düse abgeschirmt. Vom angesetzten Strahlungsfluss sind daher ca. 15 % abzuziehen. Die

Tabelle 6.5: Geltende Richtlinien und Grenzwerte für den Strahlungsschutz der Augen.

| <i>Norm</i> | <i>Grenzwert</i> | <i>berechneter Wert für $I_D=100\text{ mA}$, $t=30\text{ s}$</i> |
|---|--|--|
| ISO 15004:1997 (Ophthalmische Instrumente) | Bestrahlungsstärke (700..1100 nm) $E < 314,5 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$ | $316 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$ |
| DIN 60825:2003 (Laserschutz) | Bestrahlungsenergie (für $t = 30\text{ s}$) $H < 3,1 \frac{\text{Ws}}{\text{cm}^2}$ | $9,43 \frac{\text{Ws}}{\text{cm}^2}$ |
| IEC 62471:2002 (Lampensicherheit) | Strahldichte (für $t > 10\text{ s}$) $L < 3,5 \cdot 10^2 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2\text{sr}}$ | $24,7 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2\text{sr}}$ |

beiden anderen Grenzwerte werden knapp unterschritten (ISO 15004) bzw. deutlich unterschritten (IEC 62471).

Der kontinuierliche Betrieb stellt gegenüber einem gepulsten Betrieb die maximale Belastung für Mensch und Gerät dar. Der Arbeitspunkt wird daher zu Gunsten der Patientensicherheit und der Lebensdauer der LED auf 10 mA festgelegt. Eine Taktung wird später beschrieben. Die wichtigsten Details der Berechnungen sind im Anhang Teil E.4 aufgeführt.

Festlegung der Position der Fotodioden

Für die Erfassung sowohl der Position des Auges wie auch der Applanation ergeben sich zwei gegensätzliche Anforderungen:

- Für eine monoton steigende bzw. fallende Kennlinie der Positionserfassung sollten die Fotodioden eher weit auseinander liegen
- Für die Applanationserfassung sollten die Fotodioden so dicht wie möglich an der Düse liegen

Zur Auslegung der Position der Fotodioden werden jeweils zwei Extremfälle betrachtet. Im ersten Fall eine Verschiebung des Auges um $\pm 2\text{ mm}$. Für eine monoton steigende bzw. fallende Kennlinie der Positionsabhängigkeit soll die Fotodiode so weit von der Düse entfernt sein, dass bei einer Verschiebung des Auges um 2 mm das Maximum der Strahlstärkeverteilung auf die Fotodiode reflektiert wird. Der ideale Abstand d_{Pos} der Fotodioden von der Messachse ergibt sich aus den trigonometrischen Zusammenhängen (Abb. 6.17) und wird für die Positionserfassung zu 6,3 mm berechnet aus

$$\alpha_{\text{Pos}} = \arcsin\left(\frac{dy}{r_{\text{HH}}}\right) = 14,9^\circ \quad (6.6)$$

$$d_{\text{Pos}} = d_{\text{Düse-HH}} \cdot \tan(2 \cdot \alpha_{\text{Pos}}) = 6,3 \text{ mm}. \quad (6.7)$$

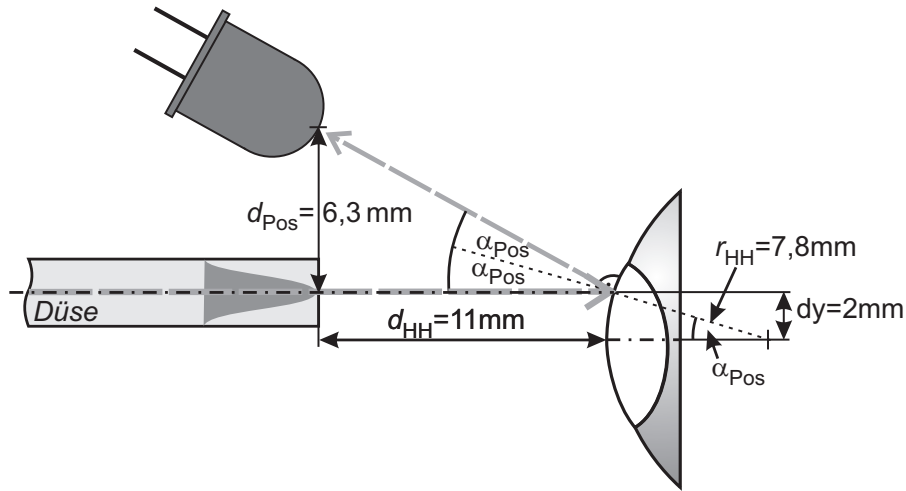


Abb. 6.17: Bestimmung des idealen Abstands der Fotodioden von der Düse für die *Positionserfassung*.

Den zweiten Extremfall bildet eine Applanationsfläche der HH mit einem Durchmesser von 4,5 mm. Auch die Verformung des Randbereichs soll durch deutliche Änderungen des reflektierten Strahlungsflusses erfasst werden. Auch dieser Fall lässt sich trigonometrisch beschreiben (Abb. 6.18) mit

$$\alpha_{\text{Appl}} = \arctan\left(\frac{\frac{a}{2} - r_{\text{Düse}}}{d_{\text{Düse-HH}}}\right) = 5,2^\circ \quad (6.8)$$

$$d_{\text{Appl}} = r_{\text{Düse}} + 2\left(\frac{a}{2} - r_{\text{Düse}}\right) = 3,25 \text{ mm}. \quad (6.9)$$

Die wichtigste Funktionalität des Sensorsystems ist die der Applanationserfassung. Daher werden deren Anforderungen priorisiert. Für die Positionserfassung ist entscheidend, dass bei zentrierter Ausrichtung von Auge und Messsystem ein hoher Gradient des Fotostromes bei Positionsänderung gewährleistet ist. Je dichter die Fotodioden an der Düsenachse platziert sind, desto größer wird der Gradient. Allerdings ist die Kennlinie nicht mehr monoton steigend bzw. fallend, was bei der Positionsauswertung beachtet werden muss. Dieser scheinbar entstehende Nachteil ist jedoch in der Praxis nicht relevant, da die Maxima in der Kennlinie, wie in Abb. 6.9 bereits gezeigt, geometrisch bedingt nur im Randbereich des vorliegenden Arbeitsraumes liegen können. Bei Verschiebung der Relativposition um 0,2 mm ergibt sich mit

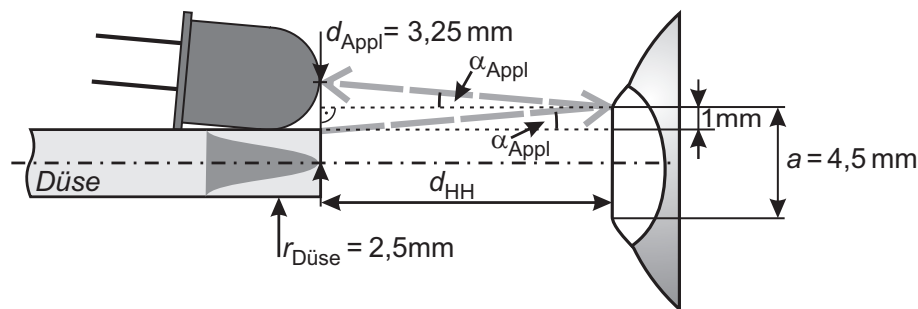


Abb. 6.18: Bestimmung des idealen Abstands der Fotodioden von der Düse für die *Applanationserfassung*.

dem in Abb. 6.15 gezeigten Diagramm im Zentrum eine relative Änderung der Strahlstärke an den Fotodioden von 50 %. Die Anforderungen an eine hochauflösende Positionsmessung im Zentrum werden somit in jedem Fall erfüllt. Das Ergebnis des Entwurfs ist in Abb. 6.19 und Tabelle 6.6 dargestellt.

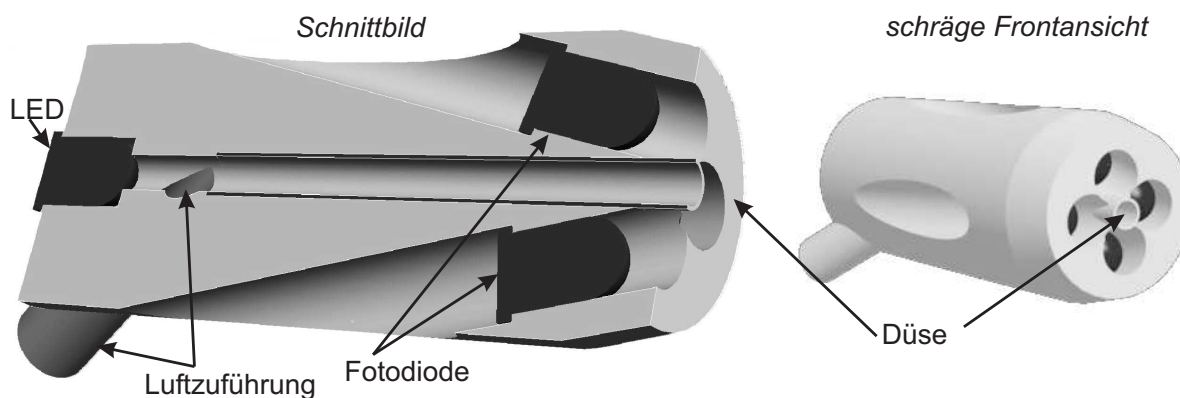


Abb. 6.19: Darstellung des SLAT-Messkopfes als Ergebnis des Entwurfs.

Tabelle 6.6: Übersicht der Dimensionierungen des Messkopfes.

| Eigenschaft | Dimensionierung |
|--|--------------------------|
| Düsenlänge ab Zuführung | 30 mm |
| Abstand LED-Chip zu HH im Arbeitspunkt | 50 mm |
| Anstellwinkel der Fotodioden | 20° |
| Abstand (diagonal) Fotodiode-HH | 14,5 mm |
| LED | Osram SFH-4450 (850 nm) |
| Fotodioden | Osram SFH-213FA (880 nm) |

Auslegung des Fotostrom-Verstärkers

Für die Positionierung der Messeinheit ändert sich der Fotostrom nur quasistatisch. Für die Erfassung der Applanation müssen deutlich höherfrequente Fotostrome verstärkt werden. Mit Matlab wird eine FFT eines typischen Messsignals (Abb. 6.20) berechnet. Das Frequenz-Spektrum ist in Abb. 6.21 dargestellt.

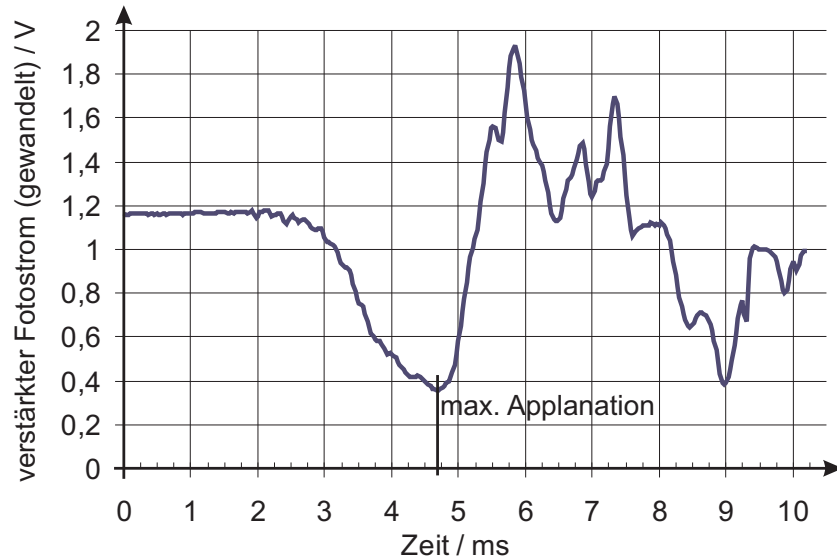


Abb. 6.20: Typischer Verlauf des verstärkten Fotostroms eines Kanals des Quadrantensensors bei der Applanationserfassung.

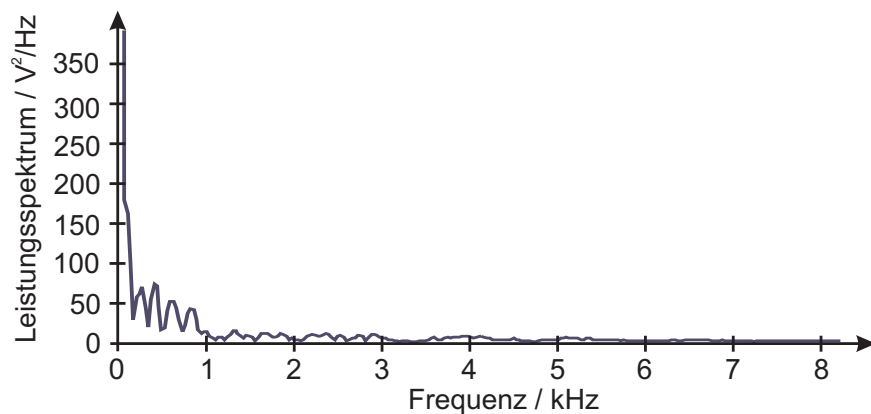


Abb. 6.21: Frequenz-Spektrum des Signalverlaufs aus Abb. 6.20.

Wesentliche Frequenzanteile sind bis 1 kHz erkennbar. Alle Informationen oberhalb von 3 kHz sind vernachlässigbar. Die Grenzfrequenzen von Fotodioden liegen im Bereich meh-

rerer Hundert kHz und für PIN-Dioden im hohen MHz-Bereich. Das Übertragungsverhalten von Fotodioden erzeugt somit keine nennenswerte Einschränkung.

Die Abhängigkeit des Fotostromes von der empfangenen Bestrahlungsstärke ist deutlich stärker ausgeprägt als die Abhängigkeit der Diodenspannung. Es wird daher ein Verstärker für den Fotostrom ausgelegt. Für die Verstärkung der geringen Fotostrome in Bereich von μA bietet sich ein Strom-Spannungswandler an, wie in Abb. 6.22 mit einem Operationsverstärker gezeigt [177].

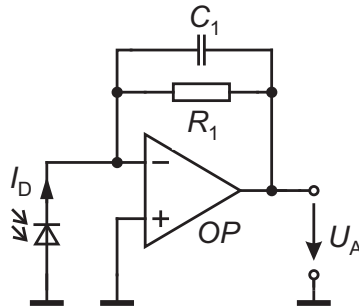


Abb. 6.22: Schaltbild des Strom-Spannungswandlers. C_1 dient zur Rauschreduzierung.

Der Strom der Fotodiode erzeugt einen Spannungsabfall am Rückkoppelwiderstand R_1 , mit dem der Verstärkungsfaktor der Schaltung über

$$R_1 = \frac{U_A}{I_D} \quad (6.10)$$

eingestellt wird. R_1 wird zu $1,5 \text{ M}\Omega$ dimensioniert. Der daraus resultierende Verstärkungsfaktor ist vergleichsweise hoch, vermeidet aber für das Labormuster eine zweite Verstärkerstufe. Das Signal/Rauschverhältnis ist bereits mit dem einstufigen Verstärker mit ca. 49 dB ausreichend hoch. Als OP wird ein CA3130 mit MOSFET-Eingang verwendet. Jeder Verstärker muss pro Kanal aufgebaut werden, also vierfach.

Der Kondensator C_1 in der Rückkopplung reduziert das $1/f$ -Rauschen der Fotodiode aber auch gleichzeitig die Bandbreite des Übertragungsverhaltens. Bei richtiger Dimensionierung wird die Neigung zum Schwingen kompensiert und das Rauschen der Schaltung minimiert. Grundsätzlich sollte C_1 in der Größenordnung der Kapazität der Fotodiode mit nur wenigen pF gewählt werden [153]. In Abhängigkeit des Schaltungslayouts und des OP-Verhaltens wird C_1 empirisch zu 5 pF dimensioniert. Eine Herleitung zur Bestimmung des optimalen C_1 ist in [153] gegeben. Die Grenzfrequenz dieser Schaltung liegt bei ca. 30 kHz.

Kompensation von optischer Störstrahlung

Eine Wellenlänge von 850 nm wird nicht nur von der verwendeten LED emittiert, sondern auch von thermischen Strahlern wie der Sonne und Glühlampen (Abb. 6.23). Der Gleichanteil der Sonne und die 100 Hz der Glühlampen überlagern das Messsignal unmittelbar. Die höherfrequente Strahlung von Lumineszenzstrahlern (Leuchtstofflampen, Energiesparlampen) ist laut Aussage des Marktführers Osram im Wesentlichen mit 10 kHz moduliert. Diese stochastisch auftretende Störstrahlung muss kompensiert werden.

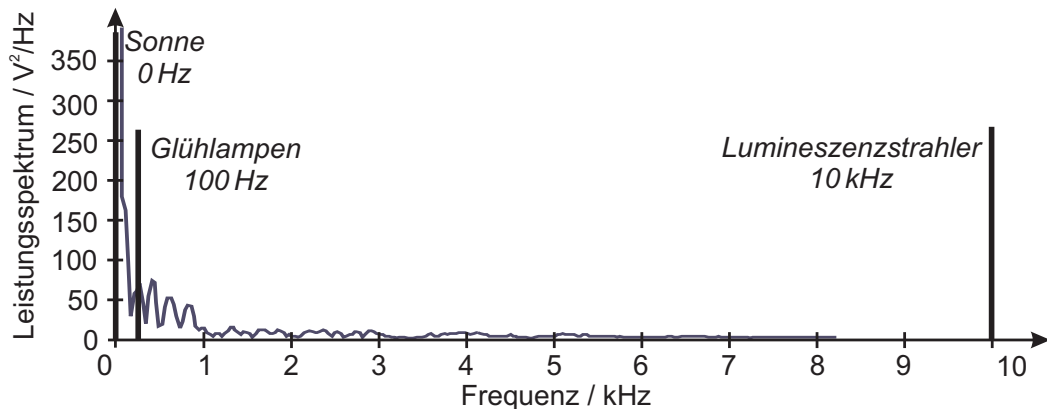


Abb. 6.23: Darstellung des Frequenzspektrums aus Nutzsignal und Störsignalen.

Eine Möglichkeit zur Unterdrückung von Störeinflüssen bietet das Trägerfrequenzverfahren [39, 189], auch Lock-in Verfahren genannt. Es wird vor allem bei Messbrücken eingesetzt, um z.B. das $1/f$ -Rauschen von Halbleitern auszufiltern. Dies wird erreicht, indem das Nutzsignal durch eine Modulation mit einem höherfrequenten Träger in ein höheres, störungsfreies Frequenzband verschoben wird (Abb. 6.24); im vorliegenden Fall mit ausreichendem Abstand zu den Signalen der Lumineszenzstrahler. Je schmalbandiger und niederfrequenter das Nutzsignal ist, vorzugsweise bis wenige hundert Hz, desto besser lassen sich Störeinflüsse ausfiltern.

In dem vorliegenden Fall wird die LED im Messkopf nicht kontinuierlich, sondern mit dem Träger betrieben. Zu beachten ist die Spiegelung des Nutzsignals am Träger. Dadurch muss für ein vollständiges Nutzsignal die doppelte Bandbreite von der höchsten auftretenden Nutzfrequenz übertragen und verstärkt werden; in diesem Fall $2 \cdot 3 \text{ kHz} = 6 \text{ kHz}$. Gleichzeitig muss ein ausreichender Bandabstand zwischen Nutzsignal und Träger eingehalten werden. In [189] wird eine Trägerfrequenz von mind. der fünffachen höchsten Nutzfrequenz, besser um den Faktor 50 bis 100 empfohlen. Als Kompromiss zwischen erreichbarer Bandbreite und ausreichendem Störabstand wird eine minimale Trägerfrequenz von 50 kHz gewählt.

Das Nutzsignal entsteht durch eine Amplitudenmodulation des Trägers, wie bereits beschrieben, durch die Verformung der Hornhaut. Die anschließende Demodulation kann bei der

Amplitudenmodulation sehr einfach durch eine phasenrichtige Gleichrichtung und Tiefpass-Filterung erfolgen. Die Gleichrichtung lässt sich auf zwei Wegen durchführen [117, 168]:

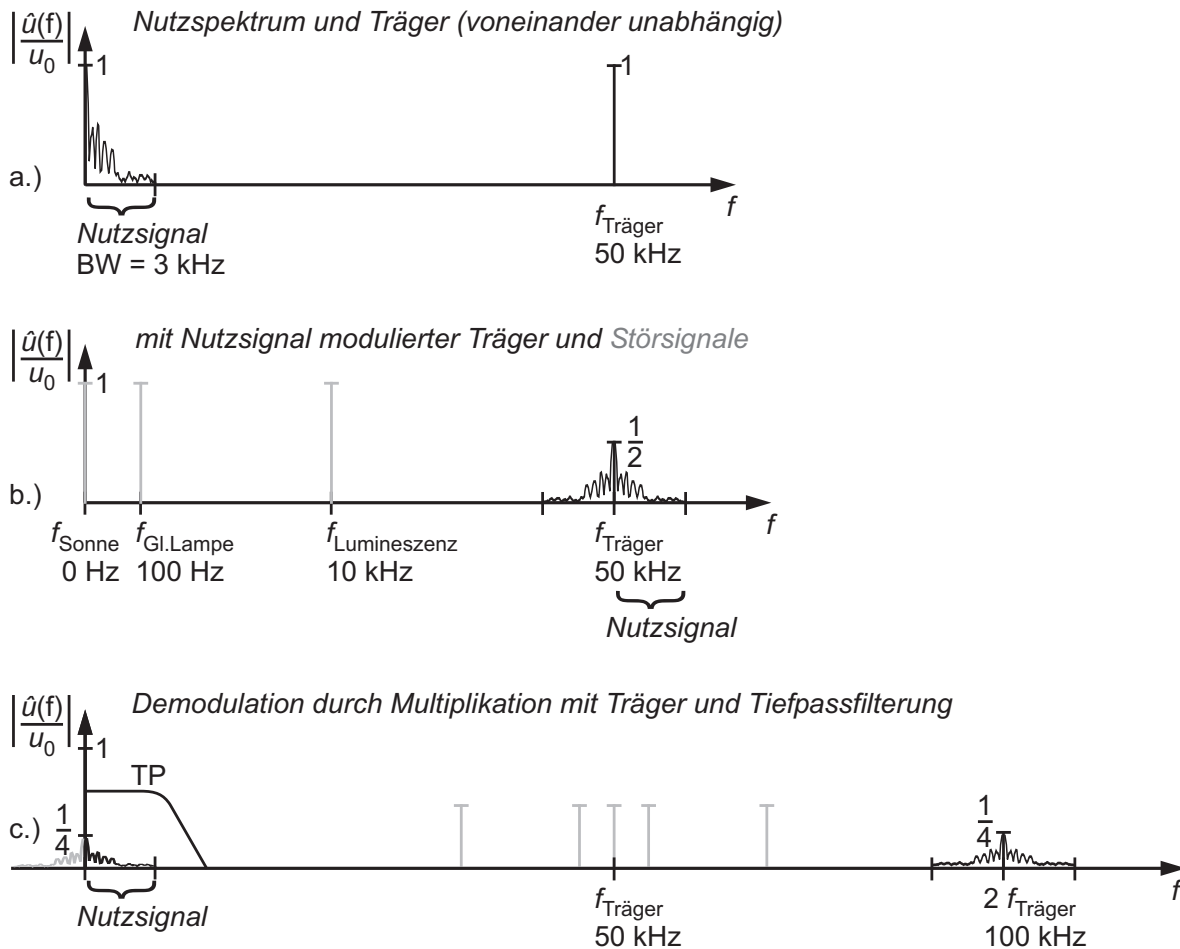


Abb. 6.24: Prinzipdarstellung des Trägerfrequenz-Verfahrens.

Die Einteilung der Abszisse ist zwecks deutlicherer Darstellung frei gewählt.

1. Mathematisch durch eine phasenrichtige Multiplikation des Empfangssignals mit dem bipolaren Träger oder
2. diskret mit einem klassischen Zweiweggleichrichter.

Die Gleichrichtung verschiebt das interessierende Signal wieder in das Ausgangsband. Gleichzeitig werden Störsignale aus diesem Bereich in das Frequenzband des Trägers verschoben. Die anschließende Tiefpassfilterung eliminiert diese Störungen und den Träger, wie auch Frequenzvielfache. Hier zeigt sich, je schmalbandiger das Nutzsignal, desto niedriger kann die Grenzfrequenz des Tiefpasses gewählt werden und um so besser werden Störsignale gefiltert. Bei großen Bandbreiten ist der Tiefpass steilflankig auszulegen, um eine möglichst hohe Trennschärfe zu den Störungen zu erhalten.

Für die technische Realisierung dieses Verfahrens gibt es grundsätzlich zwei Varianten:

1. Analoge Realisierung mit diskreter Signalverarbeitung (Abb. 6.25)
2. Digitale Realisierung mit μC -basierter Signalverarbeitung (Abb. 6.26)

Weitere Variationen durch Vermischung einzelner Baugruppen sind möglich. Die beiden diskutierten Varianten stellen die günstigsten Kombinationen dar. Der Übersicht halber ist jeweils nur ein Kanal beschrieben.

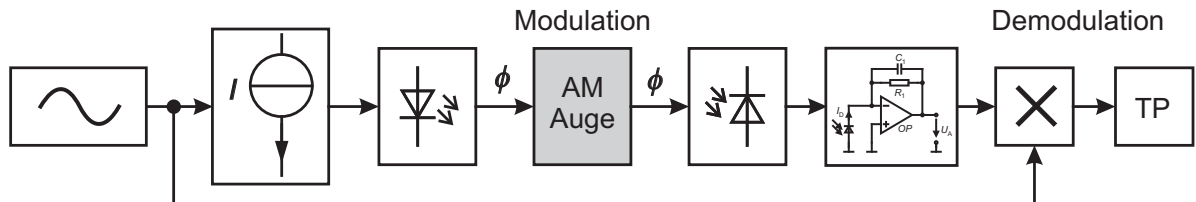


Abb. 6.25: Blockschaltbild der analogen Realisierung des Trägerfrequenzverfahrens.

Bei einer analogen Realisierung wird die LED durch eine modulierte Stromquelle proportional angesteuert. Der Strahlungsfluss wird an der Hornhaut teilweise reflektiert und dadurch amplitudenmoduliert. Der von den Fotodioden empfangene Strahlungsfluss wird verstärkt und diskret mit dem Trägersignal demoduliert, z.B. mit dem analogen Multiplikator AD630. Der anschließende Tiefpass eliminiert die Störsignale. Die Vor- und Nachteile dieses Aufbaus sind in Tab. 6.7 aufgeführt.

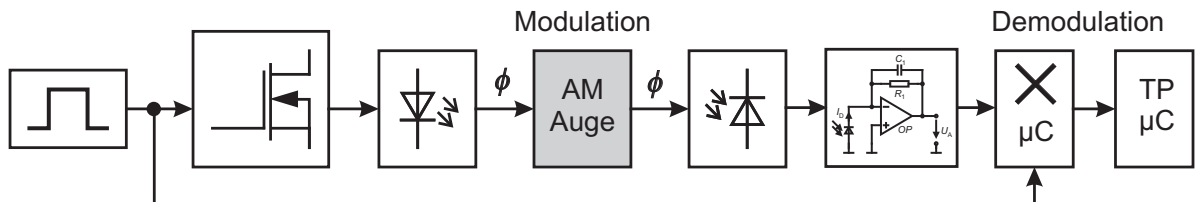


Abb. 6.26: Blockschaltbild der digitalen Realisierung des Trägerfrequenzverfahrens.

Bei der digitalen Realisierung wird anstelle der Stromquelle ein FET verwendet, um den Diodenstrom der sendenden LED ein- oder auszuschalten (Rechteckträger). Der von der HH modulierte Strahlungsfluss muss analog verstärkt werden, um dann digital vom μC mit dem digitalen Träger multipliziert zu werden. Auch die Tiefpassfilterung kann im μC erfolgen.

Beide Varianten weisen deutliche Vor- und Nachteile auf (Tabelle 6.7). Eine klare Empfehlung ist nicht abzuleiten. Ein Test-Aufbau der analogen Variante mit einem OP mit FET-Eingängen (CA3130) und einer theoretisch ausreichenden Slew-Rate von $30 \text{ V}/\mu\text{s}$ erzeugte eine deutliche Phasenverschiebung von ca. 20° bei einem 50 kHz Sinus-Trägersignal. Dies erzeugt einen Formfehler, der vom Messsignal abhängig ist. Auf Grund der Tatsache, dass für die Prozesssteuerung des Selbsttonometers ein μC vorgesehen ist und sich eine auftretende

Tabelle 6.7: Vor- und Nachteile der analogen und der digitalen Realisierung des Trägerfrequenzverfahrens.

| <i>Analoge Realisierung</i> | <i>Digitale Realisierung</i> |
|--|--|
| - Höherer Schaltungsaufwand | + Geringerer Schaltungsaufwand |
| + keine Oberwellen im Träger, daher unkritische Verstärkung des Fotostroms | - Verstärkungs-Bandbreite-Produkt wegen Rechtecksignal sehr hoch |
| - Phasenverschiebung nicht unerheblich (mit CA3130: 20° @50 kHz) | + Phasenlage per Software einstellbar |
| - Triggerzeitpunkt für Multiplikation weniger eindeutig als Rechteckflanke | + Eindeutiger Trigger durch steile Flanke |
| | - Hohe Samplerate notwendig > 200 kS/(s 4Ch) |

Phasenverzögerung durch die Wahl des Abtastzeitpunktes leicht korrigieren lässt, wird die digitale Realisierung empfohlen.

Die Realisierung des Trägerfrequenzverfahrens besitzt im Rahmen der Arbeit eine untergeordnete Priorität. Für die Probandenmessungen in Kapitel 9 lassen sich die Störeinflüsse durch einen Raum frei von thermischen Strahlern oder durch eine großzügig dimensionierte Augenmuschel leicht eliminieren. Für eine Anwendung als Selbsttonometer unter wechselnden Umgebungsbedingungen ist eine Störkompensation unumgänglich.

6.3.2 Einflüsse nicht-idealer Bauelemente

Die bisherigen Beschreibungen setzen für die beschriebene Funktionalität eine zur Messachse ideal rotationssymmetrische Strahlstärkeverteilung voraus. In der Realität gibt es mehrere Einflussfaktoren auf die Rotationssymmetrie, die im Folgenden beschrieben werden.

Optische und mechanische Achse einer LED

Die optische Achse und die mechanische Achse einer LED sind nicht exakt identisch. In den Datenblättern wird die Position des LED-Chips rotationssymmetrisch zur mechanischen Achse, die durch das Gehäuse bestimmt wird, eingezeichnet. Es wird lediglich eine Toleranz der axialen Position von $\pm 0,3$ mm angegeben. Weitere Toleranzen sind nicht aufgeführt. In der Realität kann der Chip jedoch auch radial um mehrere Zehntel Millimeter verschoben und die optische Achse gegenüber der mechanischen verkippt sein (Abb. 6.27).

Rein visuell lassen sich bei der Draufsicht auf die LED gravierende Unterschiede erkennen. Der mittig auf dem Chip platzierte Bonddraht bietet eine gute Orientierung zur Ausrichtung des Chips im Gehäuse (Abb. 6.28). Die Toleranzen entstehen durch das Umspritzen des Trä-

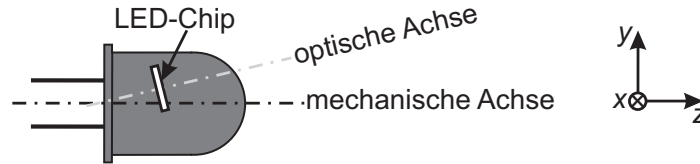


Abb. 6.27: Toleranzen der Lage des LED-Chips und dessen optischer Achse im Verhältnis zur mechanischen Achse (übertrieben dargestellt).

gers mit dem Gehäuse. Dabei wird im vorderen Teil des Gehäuses eine Linse mit aufgespritzt. Die Toleranzen der LED können so groß sein, dass sie auf Grund einer deutlichen Rotationsasymmetrie zur Unbrauchbarkeit des optischen Messsystems führen. Sie besitzen insbesondere auf Grund des kleinen Öffnungswinkels der LED von 3° einen gravierenden Einfluss. Zu der Problematik nicht fluchtender Achsen addieren sich die Toleranzen des LED-Gehäuses. Die vorliegenden 20 Muster besitzen im vorderen Teil des Gehäuses einen Durchmesser, der ca. 0,3 mm größer ist als der im hinteren Teil. Diese Tatsachen erschweren eine definierte Montage der LED. Die Toleranzen der LED besitzen mit Abstand den größten Einfluss auf die Funktionalität des optischen Messsystems.

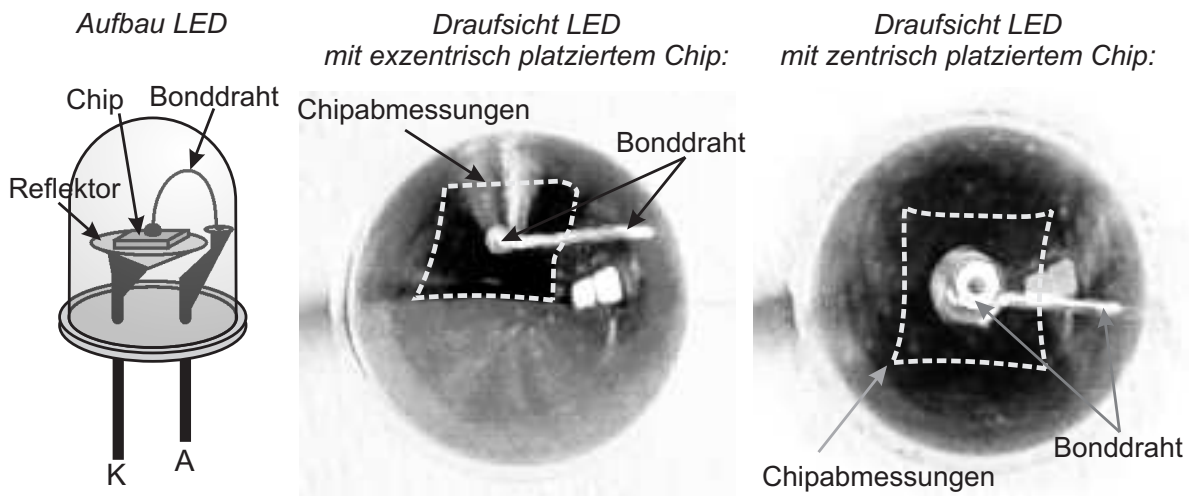


Abb. 6.28: Draufsicht auf eine LED mit exzentrisch platziertem Chip (mittleres Teilbild) und zentrisch platziertem Chip (rechtes Teilbild).

Die Toleranzen der Chip-Position führen dazu, dass die Strahlstärkeverteilung der LED nicht mehr rotationssymmetrisch ist. Ein Beispiel ist in Abb. 6.29 dargestellt. Die Verteilungskurven wurden mangels LED-Goniometer mit einem kartesischen Positioniersystem erstellt, auch wenn ein rotatorischer Aufbau gemäß einem Goniometer vorzuziehen ist. Dennoch ist die Aussagekraft ausreichend hoch. Das Positioniersystem ist Teil eines aufgebauten Messplatzes zur Kalibration des optischen Messsystems.

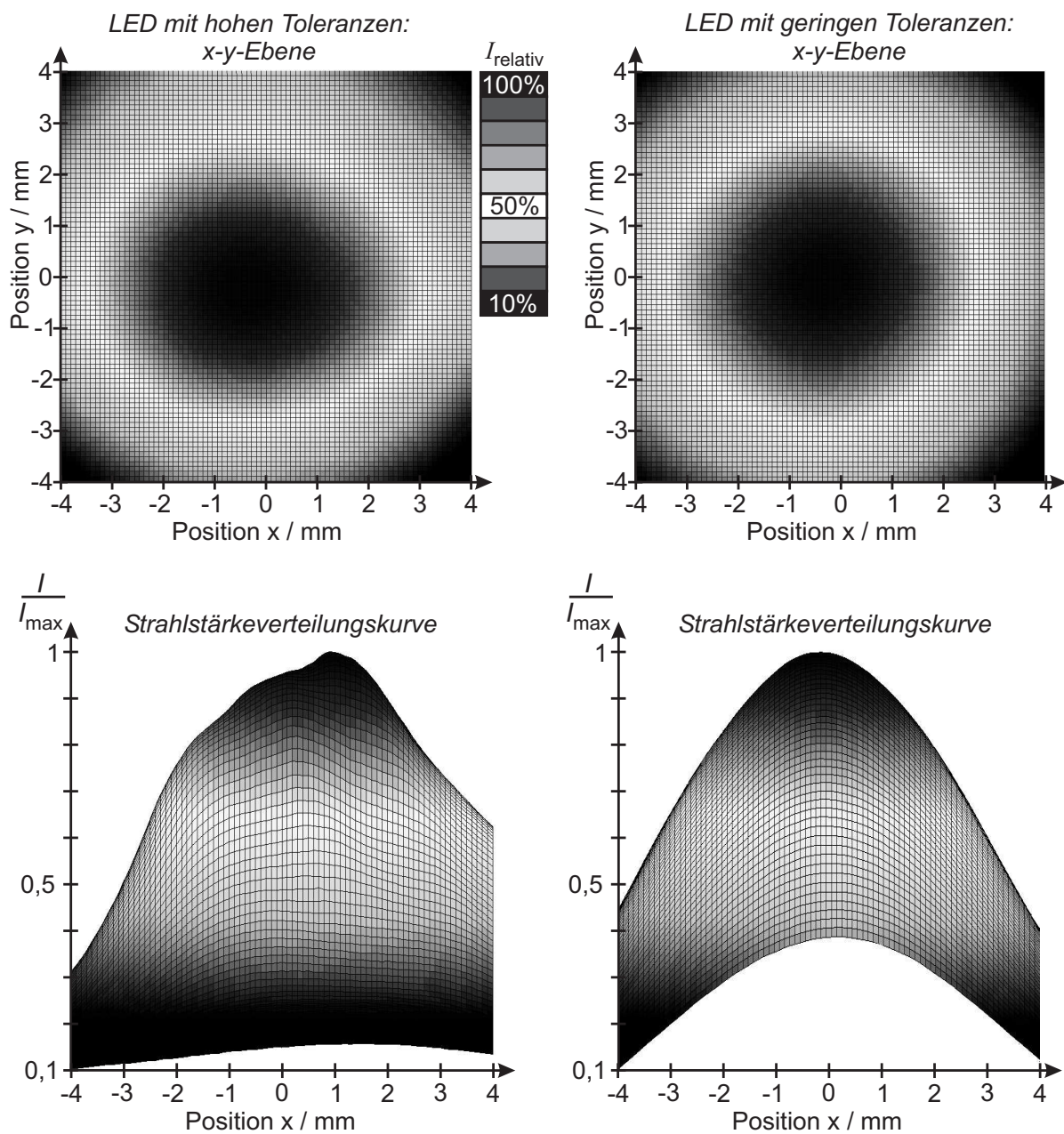


Abb. 6.29: Strahlstärkeverteilungskurve einer stark toleranzbehafteten Chip-Position einer LED SFH-4550 (linkes Teilbild) und eine LED mit nahezu idealen Eigenschaften (rechtes Teilbild). In der oberen Bildhälfte ist die Strahlstärkeverteilung mit grauen Isoflächen senkrecht zur Messachse dargestellt, in der unteren Hälfte als Strahlstärkeverteilungskurve.

Toleranzen der Düse

Die optischen Eigenschaften der Düse schwanken in ihrer Oberflächenbeschaffenheit je nach Fertigungsverfahren, z.B. spanabhebend oder tiefziehend. Selbst eine geriebene Oberfläche weist noch Rauheiten bis ca. $10\text{ }\mu\text{m}$ auf [36], die den Reflexionsgrad deutlich beeinflussen.

Toleranzen der Fotodioden

Die Fotodioden unterliegen auf Grund des vergleichbaren Aufbaus den gleichen mechanischen und optischen Toleranzen wie die LED. Die Auswirkungen sind jedoch im Vergleich mit der LED vernachlässigbar. Des Weiteren können die Fotodioden der vier Kanäle eine jeweils unterschiedliche Quantenausbeute und damit unterschiedliche Empfindlichkeiten besitzen.

Toleranzen der Verstärkerschaltung

Die elektronischen Komponenten der Verstärkerschaltung unterliegen Schwankungen in ihren Kenngrößen. Diese können durch eine niedrige Toleranzklasse gering gehalten werden.

Kalibration des Messkopfes

Im Idealfall sollte das vorgestellte Sensorsystem zur Positionsbestimmung ein Kennlinienfeld des reflektierten Strahlungsflusses bei Verschiebung des Auges nach Abb. 6.30 besitzen. Alle Kanäle besitzen ein identisches Übertragungsverhalten zwischen Position bzw. Applanation und der verstärkten Ausgangsspannung. Das gesamte Kennlinienfeld ist achsensymmetrisch zur Messachse.

Die Realität zeigt, dass sich die beschriebenen Toleranzen im ungünstigsten Fall bis zur Unbrauchbarkeit des Systems addieren können. Die Auswirkungen sind in dem Kennlinienfeld in Abb. 6.31 gezeigt. Eine Achsensymmetrie ist nicht vorhanden. Zusätzlich ist das Kennlinienfeld deutlich schmaler ausgeprägt als im optimalen Fall.

Die Funktionalität des Messkopfes hängt primär von dessen emittierendem Verhalten ab. Die größten Einflussfaktoren sind die Toleranzen der LED und deren Einbaulage. Es bietet sich zwar ein Abgleich der Verstärkungsfaktoren aller vier Kanäle an, indem der Rückkoppelwiderstand R_1 gegen einen Trimmer ausgetauscht wird. Dieser Abgleich besitzt jedoch enge Grenzen. Daher wird das folgende Vorgehen gewählt, das sich im Rahmen der Arbeit sehr bewährt hat:

1. Selektion der LEDs nach visueller Kontrolle (ca. 60 % Ausschuß)
2. Fein-Justage der LED im Messkopf und anschließende Fixierung dieser Ausrichtung
3. Fein-Abgleich der Verstärkungsfaktoren

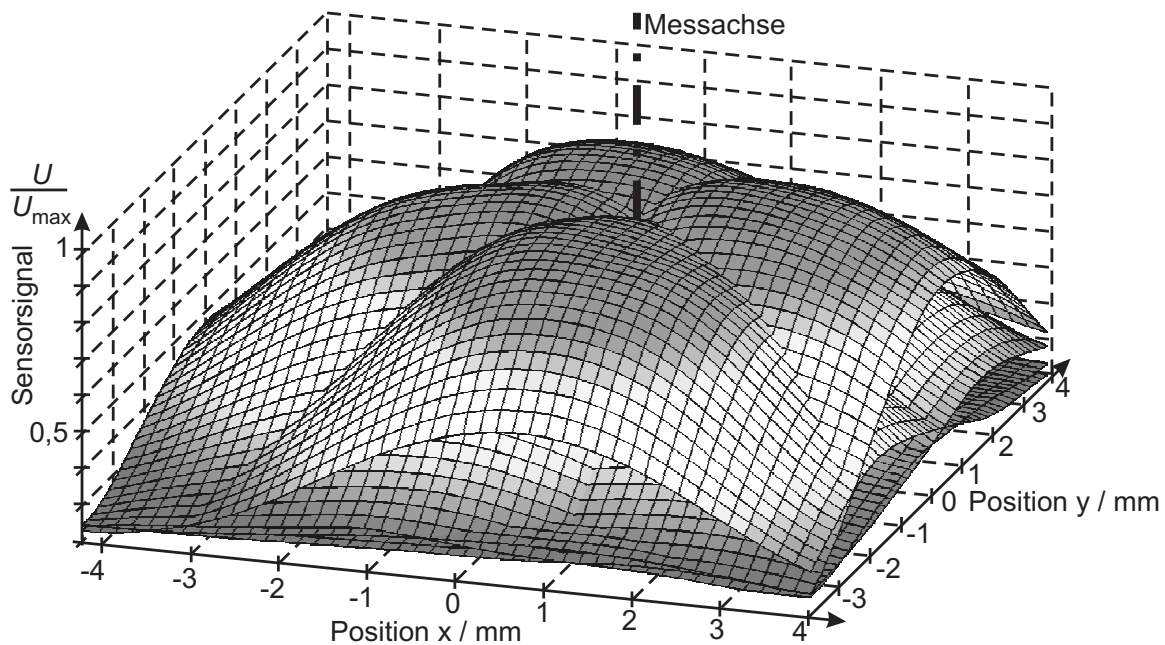


Abb. 6.30: Kennlinienfeld aller vier Kanäle des Messkopfes bei Verschiebung des Auges (Achsenkoordinaten) mit nahezu idealen Eigenschaften.

Die Position der Messachse ergibt sich aus dem Schnittpunkt aller vier Gauß-Glocken

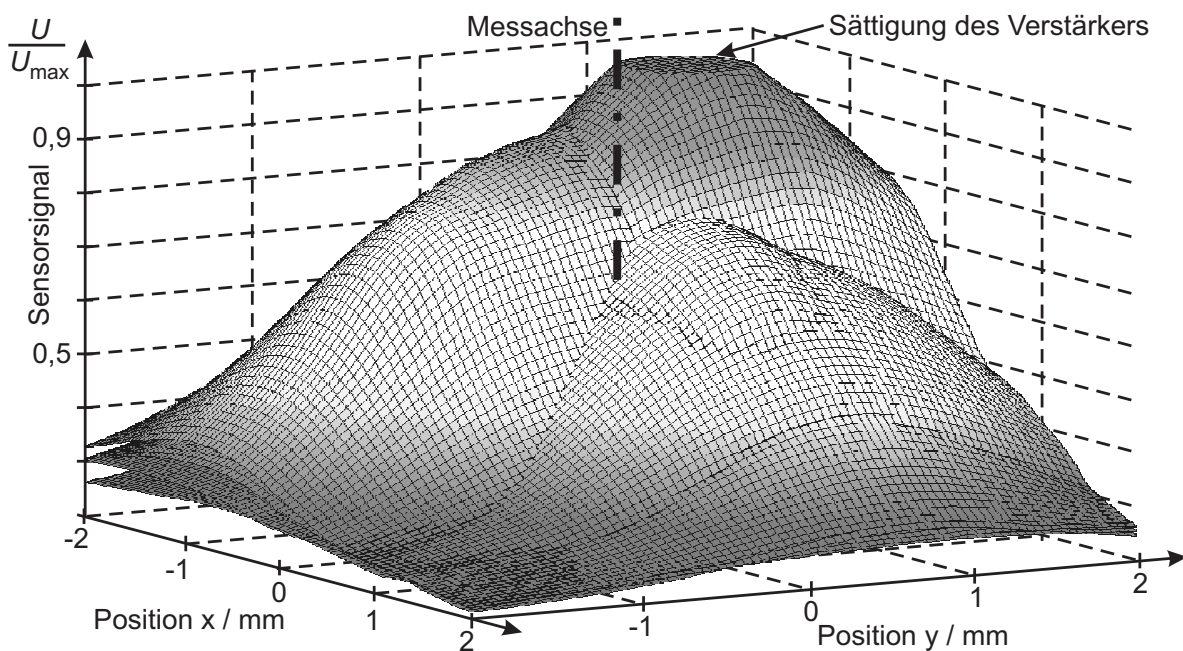


Abb. 6.31: Kennlinienfeld aller vier Kanäle des Messkopfes bei Verschiebung des Auges (Achsenkoordinaten) und ungünstiger Überlagerung von Bauteiltoleranzen.

Die Position der Messachse kann nicht aus dem Schnittpunkt aller vier Gauß-Glocken bestimmt werden. Ein Kanal gerät teilweise in Sättigung.

Die Selektion der LEDs ist wie beschrieben sehr einfach durchzuführen. Deutlich aufwendiger ist die Beurteilung der Einbaulage der LED. Auf Grund des größeren Durchmessers im vorderen Teil der LED kann das Gehäuse des Messkopfes keine präzise Referenz bieten. Es ist eine Justage und anschließende Fixierung notwendig. Zur Justage wird eine optische Bank mit Kamera aufgebaut, mit hoher Empfindlichkeit auch im NIR Bereich. Die Achsen der Komponenten werden zueinander ausgerichtet (Abb. 6.32). Das Kamerabild erlaubt eine vergrößerte Darstellung des Blicks in die Düse. Die Reflexionen innerhalb der Düse sind in dem Bild deutlich sichtbar und erlauben eine gute Beurteilung der erreichten Symmetrie der Strahlungsemission. In der optimalen Position erfolgt eine Fixierung der LED, in diesem Fall mit einem schnell erhärtenden Heißkleber.

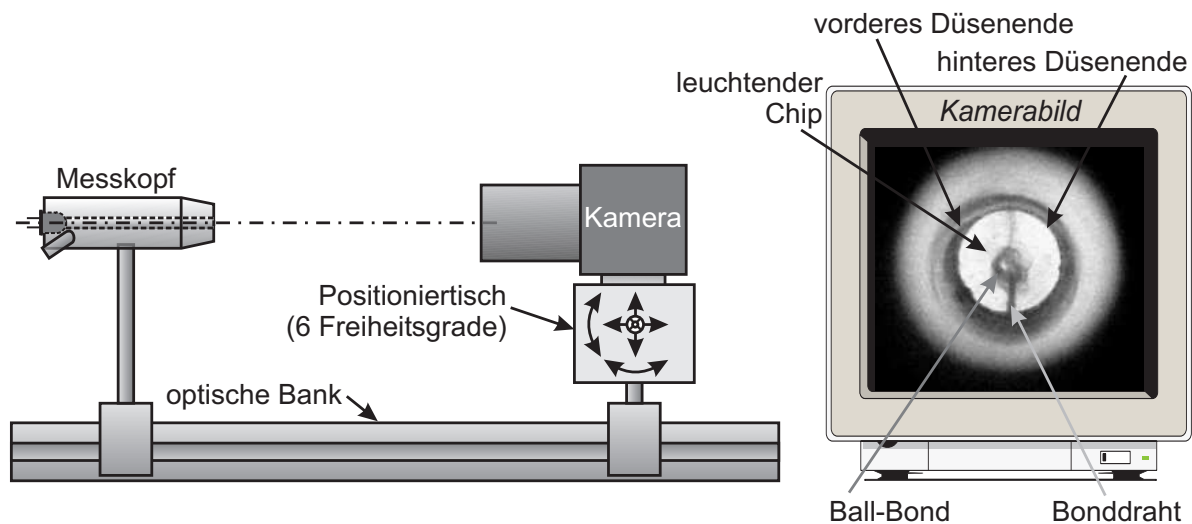


Abb. 6.32: Optische Bank zur Kalibration des Messkopfes, bestehend aus einem Halter für den Messkopf und einem Kamerasystem, die zueinander in sechs Freiheitsgraden ausrichtbar sind.

Nach der Justage der LED ergibt sich ein näherungsweise achsensymmetrisches Kennlinienfeld, jedoch noch mit unterschiedlich großen Maxima (Abb. 6.33). Der Feinabgleich kann elektronisch über die Verstärkungsfaktoren der Fotostromverstärker erfolgen.

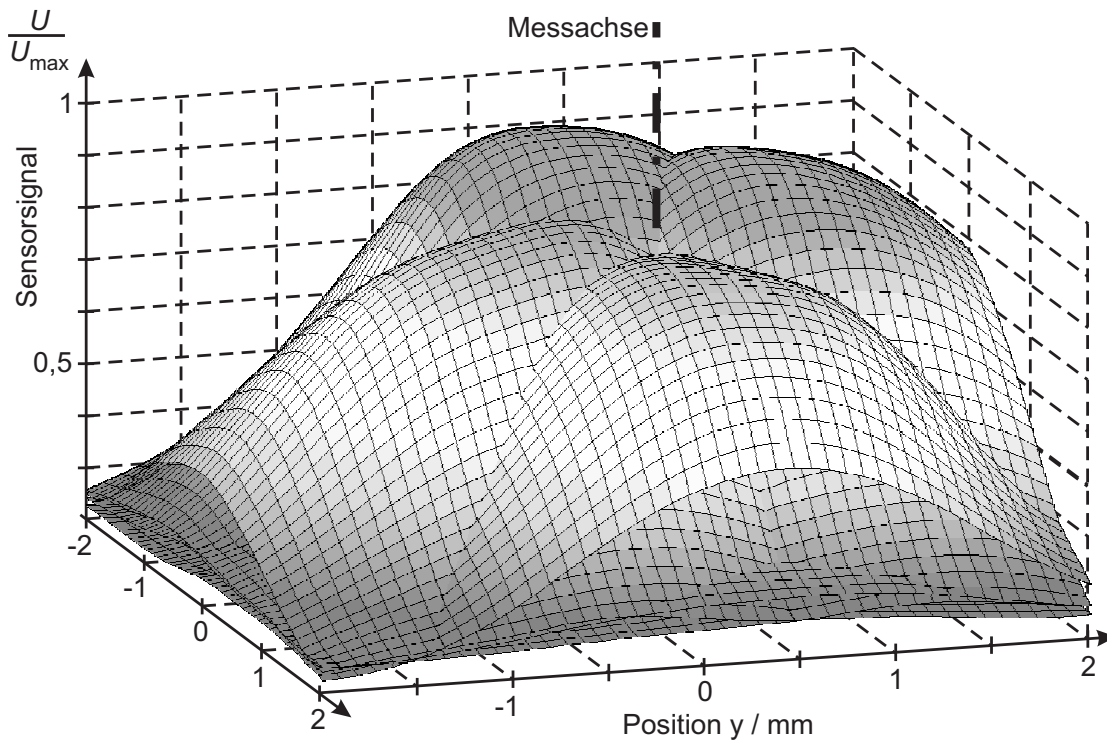


Abb. 6.33: Kennlinienfeld nach Feinjustage der LED.

Leichte Differenzen in den Maxima der einzelnen Strahlstärkeverteilungskurven sind erkennbar

Für den Feinabgleich der Verstärkungsfaktoren muss ein Referenzkörper in der Referenzposition in 11 mm Abstand zur Düse in der Messachse positioniert werden. Dann können alle vier Verstärkungsfaktoren so abgeglichen werden, dass sich einheitliche Pegel aller vier Sensorsignale ergeben.

Als Referenzkörper bzw. Ersatz des Auges bietet sich eine Kugel aus einem optischem Glas mit einem Krümmungsradius von 8 mm an. Der Brechwert sollte möglichst nahe an dem des Tränenfilms liegen, um die Verstärker bei einem realitätsnahen Reflexionsfaktor einzustellen. Wie in Abschnitt 6.1.4 bereits erläutert, wird nicht die häufig verwendete Brechzahl der HH von $n = 1,336$ zu Grunde gelegt, sondern eine Brechzahl von $n = 1,565$, die dem Reflexionsfaktor des Tränenfilms entspricht [16]. Diesem Wert kommt die Glassorte BK-7 mit einer Brechzahl von $n = 1,515$ recht nahe. Eine geschliffene Oberfläche gewährleistet eine Abweichung des Durchmessers kleiner 0,01 mm.

Zu beachten ist, dass an der Grenzschicht Luft-Glas max. 4,2 % der Bestrahlungsstärke reflektiert werden, die restlichen 95,8 % dringen näherungsweise vollständig in die Kugel ein. Innerhalb der Kugel erfolgen ebenfalls Reflexionen an der Grenzschicht Luft-Glas, die den Strahlengang auch in Richtung der Fotodioden verlassen können. Dieser Anteil kann zwar für einen Strahl maximal $(4,2\%)^2 = 0,2\%$ sein, die Überlagerung aller Strahlengänge beeinflusst das Kennlinienfeld jedoch deutlich.

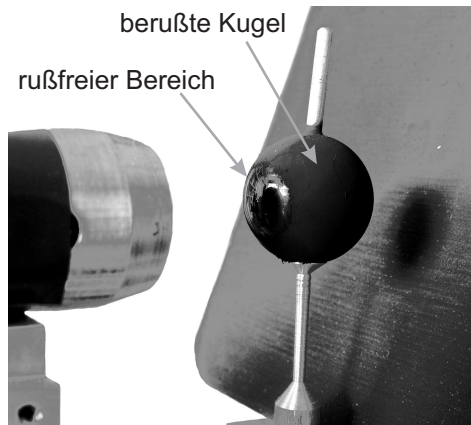


Abb. 6.34: Mit Kerzenruß beschichtete Glaskugel aus BK-7 als Referenzauge.

Mit einer $\frac{\lambda}{4}$ -Anti-Reflex-Beschichtung der Kugel lassen sich diese Reflexionen für die schmalbandige Quelle wirkungsvoll verhindern. Aus Zeit- und Kostengründen wird alternativ Kerzenruß als Beschichtung der Kugel eingesetzt (Abb. 6.34). Der Reflexionsgrad von Ruß ist mit ca. 6 % zwar noch vorhanden, jedoch ausreichend gering. Am oberen Teil der Kugel wird ein Stift aufgeklebt, um die beschichtete Kugel auf Grund der geringen Haftung des Rußes besser handhaben zu können. Als Hintergrund der Kugel wird eine schräg angestellte, matte Gummifläche gewählt, die einen vernachlässigbaren Reflexionsgrad besitzt. Damit ist auch die Wirkung der Kugel als dicke

Linse, die auf den Hintergrund fokussiert, unterdrückt.

Es verbleibt noch das Problem, die Kugel an der Referenzposition mit einer Abweichung deutlich kleiner 0,2 mm reproduzierbar zu positionieren. Ein mechanisches Antasten der mechanischen Achse des Messkopfes, das Entfernen der Antastvorrichtung und das Einsetzen der Kalibrationskugel ist mit der geforderten Reproduzierbarkeit nicht realisierbar. Daher wird keine absolute Positionierung des Referenzkörpers realisiert, sondern eine relative. Aus dem Verlauf des Kennlinienfeldes lässt sich die Messachse als Schnittpunkt der für jeden Kanal einzeln normierten Strahlstärkeverteilung bestimmen (Abb. 6.30).

Zur Bestimmung des Kennlinienfeldes wird die Kamera aus Abb. 6.32 gegen ein hochauflösendes, kartesisches Positioniersystem von Newport ausgetauscht. Die Positionsauflösung ist mit kleiner 1 μm vollkommen ausreichend. Das Positioniersystem wird über ein in der grafischen Programmiersprache LabVIEW erstelltes Programm so angesteuert, dass der komplette Arbeitsraum des Messkopfes abgefahren wird. Am Positioniersystem ist eine Fotodiode SFH-213FA angebracht, welche die Bestrahlungsstärke in jedem angefahrenen Punkt erfasst. Zwischen den Stützstellen erfolgt eine Spline-Interpolation, die mit Matlab realisiert wird. Die sehr hohe Zahl an Messdaten wird ebenfalls mit Matlab visualisiert. Aus dem Schnittpunkt der jeweils normierten Strahlstärkeverteilungskurven aller vier Kanäle kann die Messachse des Systems bestimmt werden. Die Kugel wird an diese Position verfahren und in diesem Punkt die Verstärkungsfaktoren aller vier Kanäle auf einen identischen Ausgangspegel der Verstärker abgeglichen. Das Ergebnis der Probandenmessungen (Kapitel 9) bestätigt dieses Vorgehen zur Kalibration. Des Weiteren lässt es sich gut automatisieren und unterstützt somit eine Serienfertigung.

6.3.3 Einflüsse realer Messbedingungen

Neben den Einflüssen realer Bauelemente ist auch zu beachten, dass das Auge als Messobjekt Schwankungen unterliegt. Die Bewegungen des Auges wurden bereits in Abschnitt 4.1.6 erläutert. Unter der Voraussetzung, dass sich der Patient in einer informationsarmen Umgebung, wie der Düse, konzentriert und damit die Fixationen verlängert, sind die Auswirkungen der Mikrosakkaden und des Tremors vernachlässigbar.

Problematisch dagegen sind die optischen Eigenschaften des Tränenfilms. Die Probandenmessungen zeigen, dass der Reflexionsfaktor starken Schwankungen unterliegen kann. Dieses Verhalten wurde nicht erwartet und daher nicht im Konzept berücksichtigt. Die Schwankungen betreffen sowohl dasselbe Auge innerhalb von Minuten wie auch unterschiedliche Augen. Es ist nur eine Quelle bekannt, die zu diesem Sachverhalt eine Aussage trifft [16]. Diese deckt sich mit den eigenen Erfahrungen: der Reflexionsfaktor kann bis zu 50 %, im Mittel um 20 %, schwanken. Ein Erklärungsversuch für die fehlenden Veröffentlichungen dieser Thematik liegt in der geringen Relevanz des absoluten Reflexionsfaktors für technische Anwendungen. Die Ursache für die Schwankungen könnte in einem Abtrocknen des Tränenfilms liegen, dessen empfindliche Konsistenz tagesformabhängig beeinflusst wird.

Fazit aus dieser Erkenntnis ist, dass das Konzept ergänzt werden muss. Die Abstandsmessung in der z-Achse aus der absoluten Strahlstärke stellt kein zuverlässiges Verfahren dar. Mit einer geometrischen Bedingung, wie in Abb. 6.6 vorgestellt, ist die Positionsbestimmung nicht mehr abhängig vom Reflexionsfaktor. Der Messkopf lässt sich mit einer zusätzlichen LED leicht modifizieren (Abb. 6.35). Die LED ist so ausgerichtet, dass bei zentrierter Anordnung ein maximaler Strahlungsfluss auf den gegenüberliegenden Fotodioden empfangen wird. Nimmt beim Verfahren der z-Achse der Fotostrom ab, so ist die Richtung zu ändern. Das Maximum ist nur mittels Durchfahren des Zentrums zu detektieren. Die Dioden sind im Zeitmultiplex zu betreiben, um die x-y-Positionsmessung nicht zu beeinflussen.

Die günstigste Position und der Anstellwinkel werden im Rahmen einer Ray-Tracing-Simulation mit der Software ASAP bestimmt [95]. Es ergibt sich eine Abhängigkeit des Abstandes wie in Abb. 6.36 gezeigt.

Eine weitere Erkenntnis ist die Auswirkung des bereits beschriebenen regulären Astigmatismus, der bei fast jedem Menschen mindestens in geringem Maße vorliegt. Das Sensorsystem ist mit einer sphärischen Kugel kalibriert. Dadurch kann die Position des Messkopfes so eingestellt werden, dass zwar das Fotodioden-Paar jeweils in horizontaler und in vertikaler Richtung auf das gleiche Sensorsignal abgeglichen ist, nicht jedoch alle vier Kanäle auf den gleichen Wert. Trotzdem bietet das Prinzip des Quadrantsensors gegenüber dem Stand der Technik einen großen Vorteil. Durch die relative Positionierung ist auch bei HH-Verkrümmungen eine Ausrichtung auf den Scheitelpunkt gewährleistet. Zusätzlich erlauben die vier Kanäle eine statistische Auswertung der Messwerte, um die Messunsicherheit zu reduzieren (Kapitel 9).

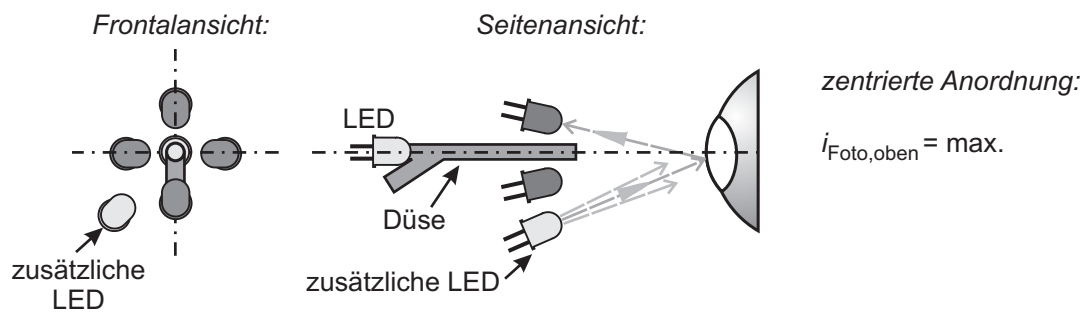


Abb. 6.35: Erweiterung des ursprünglichen Quadrantensensors um eine weitere LED, um die Abstandsmessung unabhängig vom Reflexionsfaktor des Tränenfilms zu ermöglichen.

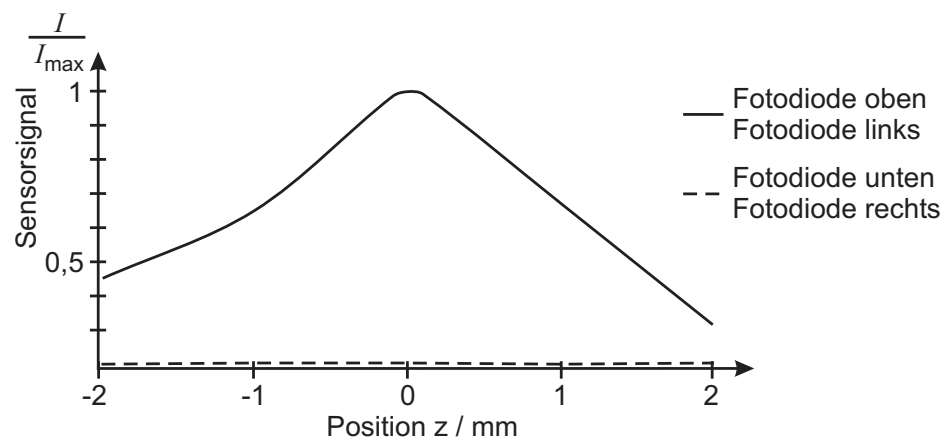


Abb. 6.36: Signal an den Fotodioden in Abhängigkeit des Abstandes des Messkopfes vom Auge.

6.4 Positioniersystem für den Messkopf

In Abschnitt 6.1.1 wurde erläutert, dass das Gerätekonzept u.a. eine Kombination aus einem Peilmuster für den Anwender und einem aktiven Positioniersystem vorsieht. Das Peilmuster besteht aus der LED, die in der Düse des LAT platziert ist und gleichzeitig als Quelle für den Quadrantensensor dient. Aus der Regelgröße „Augenposition“ wird die Stellgröße für das Positioniersystem abgeleitet.

6.4.1 Anforderungen

Eine Verfolgung der natürlichen Augenbewegungen durch Tremor, Drift und Mikrosakkaden (Abschnitt 4.1.6) erscheint auf Grund der geringen Amplituden $< 70 \mu\text{m}$ nicht zwingend notwendig. Zudem sind die zu erwartenden hohen Beschleunigungen bis ca. $1,5 \text{ m/s}^2$ und Geschwindigkeiten bis ca. 7 mm/s in einem miniaturisierten Aufbau nur mit technisch sehr hohem Aufwand zu realisieren. Eine Verfolgung der Sakkaden wird auf Grund der hohen Beschleunigung bis ca. 1 m/s^2 und Geschwindigkeit 44 mm/s ausgeschlossen. Trotzdem sollte die Dauer des Messvorgangs 3 s keinesfalls überschreiten, um ein unnötiges Unbehagen beim Anwender durch ein Austrocknen des Tränenfilms zu vermeiden. Zur Dauer der aktiven Positionierung der Messeinheit durch das Gerät ist auch das Ansetzen und Ausrichten des Geräts durch den Anwender an seinem Schädel zu addieren. Eine Übersicht der weiteren Anforderungen ist in Tabelle 6.8 gegeben.

Tabelle 6.8: Übersicht der Anforderungen an die Positionserfassung des Auges (F: Forderung, W: Wunsch)

| Anforderung | Wert | Quelle/Kommentar |
|------------------------|---|---|
| Arbeitsraum | F: $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ | bzw. $\pm(2 \times 2 \times 2) \text{ mm}^3$ |
| Verfahrgeschwindigkeit | F: $> 1 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ W: $> 5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ | Positionierdauer $< 3 \text{ s}$ (u.U. mehrere Iterationen) |
| Positionsauflösung | F: $< 0,1 \text{ mm}$ W: $< 0,02 \text{ mm}$ | vom LAT abgeleitet |
| Beschleunigung | F: $> 5 \frac{\text{mm}}{\text{s}^2}$ W: $> 25 \frac{\text{mm}}{\text{s}^2}$ | in $0,2 \text{ s}$ auf Endgeschwindigkeit |
| Leistungsaufnahme | F: $< 10 \text{ W}$ W: $< 3 \text{ W}$ | Kapazität des Handheld-Energiespeichers minimieren |

6.4.2 Auswahl der Freiheitsgrade

Der kartesisch orientierte Arbeitsraum von $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ stellt eine vereinfachte Beschreibung der rotatorischen Bewegung des Auges und der verschiedenen möglichen Annäherungsrichtungen dar. Entscheidend für ein Positionierkonzept ist die vorteilhafte Auswahl der Freiheitsgrade. Denkbar sind translatorische und rotatorische Freiheitsgrade sowie deren Kombination. Des weiteren ist die Art der Kinematik in Form von seriellen oder parallelen Ausführungen auszuwählen. Bei seriellen Kinematiken sind die Aktoren ein Glied der Kinematkette. Dabei trägt das Gestell und jedes Glied jeweils den Aktor für das nächste Glied, wie z.B. bei einem Ausleger eines Baggers. Bei einer parallelen Kinematik sind die Aktoren gestellfest untergebracht, was das Verhältnis aus Nutzlast zu bewegter Kinematikmasse gegenüber seriellen Kinematiken deutlich größer werden lässt. Bekannteste Vertreter einer Parallelkinematik sind z.B. die Hexapod-Flugsimulatoren mit sechs Aktoren. Prinzipbedingt besitzen Parallelkinematiken aber auch ein deutlich kleineres Verhältnis aus Arbeitsraum zu Bauraum als serielle Kinematiken. JUNGnickel [78] zeigt besonders vorteilhafte Ausführungen von Parallelkinematiken mit spielfreien Festkörpergelenken auf. Der Entwurf und die Realisierung einer Parallelkinematik erfordert jedoch grundsätzlich einen deutlich höheren Aufwand als eine serielle Kinematik. Da der wissenschaftliche Anspruch für die Realisierung eines Selbsttonometers nicht in der Optimierung des Positioniersystems liegt, werden Parallelkinematiken ausgeschlossen und nach dem Stand der Technik in serieller Form konzipiert.

Zur Minimierung des Energiebedarfs des Selbsttonometers stellt sich die Frage nach einem Positionierkonzept mit minimalem Energiebedarf. Die Auswahl der Freiheitsgrade kann den Leistungsbedarf eines Positioniersystems mit dessen bewegten Massen bzw. Trägheitsmomenten deutlich beeinflussen. In Abschnitt 6.1 wurde gezeigt, dass die Positionierung der Messeinheit nicht zwingend in der optischen Achse, aber senkrecht auf der Hornhautoberfläche (Abb. 6.1) erfolgen muss. Bei Annäherung der vertikalen Translation durch eine Rotation mit großem Radius kann die Gewichtskraft des bewegten Messkopfes von einem rotatorischen Lager aufgebracht werden, wie in Abb. 6.37 dargestellt. Die Rotationsachse sollte vorzugsweise durch den Massenschwerpunkt verlaufen. Damit wirkt anstelle der Gewichtskraft nur noch das Trägheitsmoment.

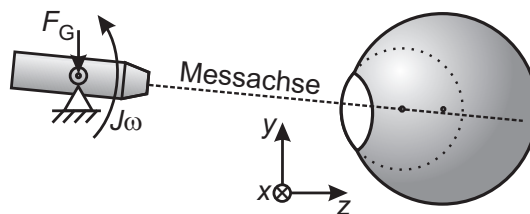


Abb. 6.37: Annäherung der vertikalen Translation des Messkopfes durch eine Rotation.

Auf Grund der am Markt verfügbaren rotatorischen Aktoren und zur Vereinfachung des Aufbaus wird auch der rotatorische Freiheitsgrad translatorisch über einen Hebel bewegt. Bei

einem Hub von 4 mm ist eine minimale Kraft von 50 mN zur Überwindung der Massenträgheit bei einer Verfahrgeschwindigkeit von 5 mm/s erforderlich. Wird das Gerät vertikal anstatt horizontal angewendet, so erhöht sich die erforderliche Kraft auf ca. 2 N.

6.4.3 Auswahl der Aktoren

Auf Grund der begrenzten Ressourcen und der Breite der Themenstellung dieser Arbeit wird ein Positioniersystem mit Zukaufteilen angestrebt, auch wenn interessante Ansätze für ein individuell angepasstes Positioniersystem erarbeitet wurden [148]. Zum Zeitpunkt des Entwurfs sind folgende Aktoren zu vergleichen:

- Miniatur-DC-Antriebe von Faulhaber oder Maxon
- Piezo-Aktor von Elliptec
- Miniatur-Linearschrittmotor von a-Drive

Der Miniatur-Linearschrittmotor besteht aus einem rotatorischen Schrittmotor mit aufgesetzter Spindel in miniaturisierter Ausführung. Er bietet im Vergleich eine Vielzahl von Vorteilen und mit Abstand die günstigsten Eigenschaften aller Varianten bei einem vertretbaren Preis:

- hohe Stellkraft: 2 N (Vollschrittbetrieb 600 Hz)
- hohe Schrittauflösung: 20 μm
- Prinzip des Schrittmotors erspart einen Positionsenncoder (Schrittverlust auf Grund der hohen Stellkraft sehr unwahrscheinlich)
- geringe Abmessungen: $\varnothing 15 \times 33$ mm
- geringe Geräuschentwicklung: 35 dB

Auch wenn alle Positionierungen durch das optische Messsystem geregelt sind, so muss die Position der Aktor-Läufer bekannt sein, um diese zu Beginn der Messung im Zentrum des Arbeitsraumes zu positionieren.

6.4.4 Entwurf der Kinematik

Die Gehäusung der Aktoren bietet deren Integration innerhalb der Kinematik an. Dieser Ansatz entstand bei der Diskussion mit dem projektbegleitenden Industriepartner. Bei den beiden translatorischen Freiheitsgraden umschließt die Führung den Aktor (Abb. 6.38). Der rotatorische Freiheitsgrad wird als Hebel angetrieben.

Die Integration der Aktoren in die Kinematik ermöglicht eine sehr kompakte Bauweise des Positioniersystems von $50 \times 80 \times 40$ mm³ bei einer Gesamtmasse von 130 g. Auf Grund der großen Durchmesser der Führungen von 16 mm und enger Gleitpassung ist bei der Auswahl der Werkstoffe auf einen ähnlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten zu achten.

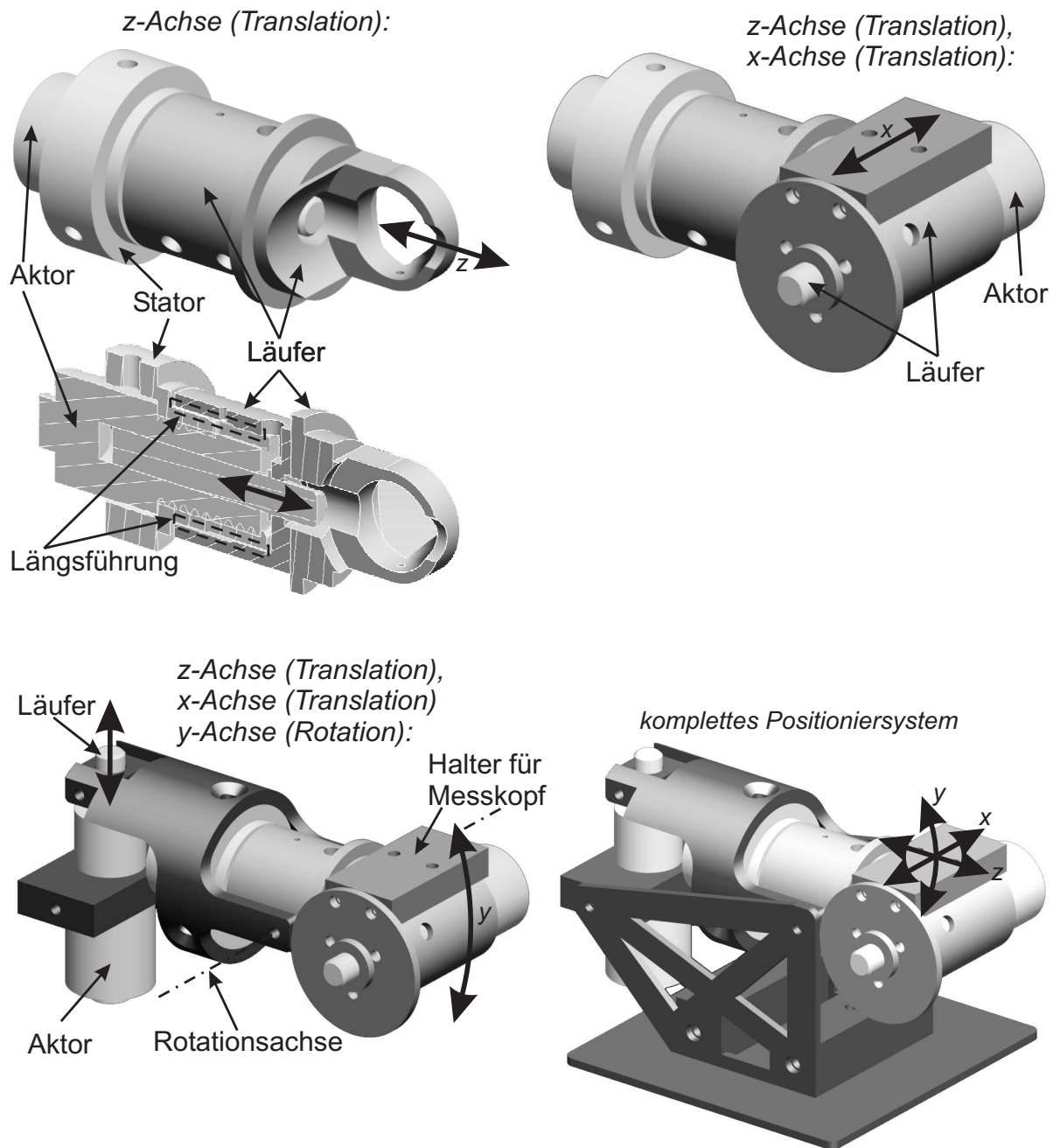


Abb. 6.38: Positioniersystem mit drei Freiheitsgraden für das SLAT.

6.5 Fazit zum direkt gekoppelten Sensor-Aktor-System

Die Abstraktion der Aufgabe in Form einer Funktionsstruktur liefert auf systematischem Weg unter anderem die wichtige Erkenntnis, die Beweglichkeit des Auges für die Relativpositionierung zwischen Tonometer-Messeinheit und Auge zu nutzen. Dies trägt deutlich zur Minimierung des Bauraums bei.

Das vorgestellte optische Sensorsystem überzeugt durch den besonders einfachen Aufbau. Im Vergleich mit dem in Abb. 3.19 gezeigten optischen Sensorsystem des MIOPTO-Projekts (Abschnitt 3.3.1), ergibt sich eine nahezu identische Positionsauflösung bei gravierend reduziertem, technischen Aufwand. Der Bedarf an Bauraum und Bauteilen ist minimal. Die Möglichkeiten eines Anhebens des Strahlungsflusses im Randbereich des Arbeitsraumes sollte zu Gunsten eines schmäleren Minimums im zeitlichen Verlauf der Applanationserfassung geprüft werden.

Kritisch betrachtet werden müssen die hohen Toleranzen von LEDs im T1 $\frac{3}{4}$ -Gehäuse. Die großen Abweichungen der Chipposition müssen durch eine Justage der LED kompensiert werden. Weiterhin schwierig ist der Feinabgleich der Verstärkungsfaktoren der vier Sensorkanäle, da eine Referenzposition zur Kalibration auf Grund der hohen Positionsauflösung mit einer Genauigkeit besser 0,05 mm eingenommen werden muss. Ein Ausrichten an mechanischen Referenzmarken ist mit der geforderten Ortsauflösung nicht realisierbar. Die Kalibration wird daher in einer Kombination aus Abfahren des Kennlinienfeldes und analytischer Bestimmung der Messachse aus dem Kennlinienfeld realisiert. Dies stellt ein effizientes und gut zu automatisierendes Verfahren dar.

Es sollte geprüft werden, ob ein separater LED-Chip auf einem Träger ohne umspritztes Gehäuse ausreichend präzise positioniert werden kann, um das Ausrichten der LED zu ersetzen. Zur Realisierung des Öffnungswinkels von 3° muss eine zusätzliche Linse verwendet werden. Der Feinabgleich der Verstärkungsfaktoren ist nach wie vor unumgänglich.

Deutlich unterschätzt wurden die individuellen Schwankungen des Reflexionsfaktors des Tränenfilms. Die Implementierung einer weiteren LED zur absoluten Abstandsmessung wird vorgeschlagen. Damit bleibt der konstruktive Aufwand weiterhin sehr gering.

Die Freiheitsgrade des Positioniersystems für den Messkopf sind energieminimal ausgewählt. Eine rotatorische Lagerung mit einer Drehachse durch den Schwerpunkt vermeidet, dass die Aktorik gegen die Gewichtskraft arbeiten muss. Zur Positionierung muss nur das Massenträgheitsmoment überwunden werden. Das miniaturisierte Positioniersystem überzeugt durch einen äußerst kompakten Aufbau mit hohen dynamischen Eigenschaften und geringem Energieverbrauch.

7 Aktorsystem zur Erzeugung eines Druckluftstrahls

Die Zielstellung beim Entwurf des Aktorsystems zur Erzeugung des Druckluftstrahls besteht einerseits in einer möglichst optimalen Anregung des Messobjekts Auge und andererseits in einer minimalen Belastung des Patienten.

Auf Grund der turbulenten Strömung der Druckluftherzeugung ist der Strömungswiderstand vom Quadrat der Strömungsgeschwindigkeit abhängig. Das akustische Übertragungsverhalten dieses Fluidsystems ist daher nichtlinear. Vergleiche aus Theorie und Praxis zeigen, dass die Anwendung der elektromechanischen Netzwerkbeschreibung in Form eines akustischen Netzwerks für das Druckluftsystem nicht angewendet werden kann [32]. Nach mehrfachen Expertengesprächen an den verschiedenen Fachgebieten für Strömungslehre der TU Darmstadt stellt die Erzeugung des Druckluftstrahls ein vorzugsweise empirisch zu lösendes Teilproblem dar. Trotz großer Fortschritte im Bereich der numerischen Struktursimulation stellen die numerischen Strömungssimulationen immer noch ein gravierend aufwendigeres Gebiet dar. Eine exakte Simulation der Druckerzeugung übersteigt den Rahmen der vorliegenden Arbeit deutlich. Stattdessen wird ein gemischtes Vorgehen aus Analytik und Empirik gewählt.

7.1 Strömungsmechanik

Die Druckverhältnisse in einer Rohrströmung oder auch einer Staupunktströmung [10] lassen sich mit dem Ansatz der Energieerhaltung von BERNOULLI beschreiben (Gl. (7.1)):

$$\rho \cdot g \cdot h + p + \rho \cdot \frac{v^2}{2} = \text{const} \quad (7.1)$$

mit $\rho \cdot g \cdot h \equiv$ hydrostatischer Druck (Schweredruck)

$p \equiv$ Druck senkrecht zur Strömungsrichtung

$\rho \cdot g \cdot h + p \equiv$ **statischer Druck**

$\rho \cdot \frac{v^2}{2} \equiv$ **dynamischer Druck** (in Strömungsrichtung; auch **Staudruck**)

$p + \rho \cdot \frac{v^2}{2} \equiv$ **Totaldruck** p_{Total}

Bei horizontaler Anwendung des SLAT ist der Schweredruck auf Grund fehlender Höhendifferenz gleich Null. Daher ist für die Anströmung des Auges im Folgenden nur der Totaldruck p_{Total} relevant. Dieser wurde im bisherigen Teil der Arbeit als Strömungsdruck bezeichnet, um eine deutliche Unterscheidung zum Augeninnendruck zu ermöglichen.

Die Beschreibung der Geschwindigkeitsverteilung der bewegten Teilchen in der Düse führt zu einer wichtigen Kenngröße der Fluidmechanik, der REYNOLDS-Zahl. Zur Vergleichbarkeit von fluidischen Vorgängen hat REYNOLDS eine dimensionslose Zahl aus dem Verhältnis der an den Strömungsteilchen angreifenden Trägheitskräfte und der Zähigkeitskräfte des Fluids eingeführt [10]. Soll, z.B. bei einem Vergleich der Realität mit einem Modell, zwischen zwei Strömungen eine physikalische Ähnlichkeit bestehen, so muss die REYNOLDS-Zahl

$$Re = \frac{L v}{\nu} \quad (7.2)$$

mit $L \equiv$ charakteristische Länge (\varnothing bei Rohren), $v \equiv$ Strömungsgeschwindigkeit,

$\nu \equiv$ kinematische Viskosität (für Luft bei 1 bar, 20°C : $\nu = 1,5 \cdot 10^{-5} \frac{\text{m}^2}{\text{s}}$)

identisch sein. Bei $Re < 2320$ tritt eine **laminare Strömung** auf, d.h. die bewegten Teilchen bewegen sich auf, zur Rohrachse parallelen, Stromlinien, ohne sich untereinander zu vermischen. Die Geschwindigkeitsverteilung der bewegten Teilchen ist in einem Rohrquerschnitt parabelförmig. Ab einer REYNOLDS-Zahl ≥ 2320 treten zu der Transportbewegung noch Querbewegungen auf, die zu einer ständigen Vermischung der Teilchen führen, es entsteht die **turbulente Strömung** [181]. Eine turbulente Strömung reagiert sehr empfindlich auf Störungen wie z.B. kleine Kanten in der Strömungsbegrenzung.

Bei einer maximalen Strömungsgeschwindigkeit von 100 m/s und einer charakteristischen Länge von 2,5 mm (Düsendurchmesser) ergibt sich nach Gl. (7.2) eine maximale REYNOLDS-Zahl von $Re \approx 16\,670$, also eine turbulente Strömung. Es ist zu beachten, dass 16 670 die maximale REYNOLDS-Zahl für den Messbereich bis 30 mmHg ist. Bei niedrigeren Drücken und damit geringeren Strömungsgeschwindigkeiten ist Re proportional geringer. Für höhere Drücke bis zum Messbereich 50 mmHg ist Re proportional höher. Der Übergang von einer laminaren in eine turbulente Strömung erfolgt innerhalb der Düse bereits ab 13,9 m/s.

Die Kompressibilität durch Strömungseffekte kann auf Grund einer MACH-Zahl

$$Ma = \frac{v_{\max}}{c_{\text{Luft}}} = 0,299 \text{ mit } c_{\text{Luft}} = 334 \frac{\text{m}}{\text{s}} \quad (7.3)$$

gerade noch vernachlässigt werden (Anhang Teil F.1). Diese Eigenschaft wird als „inkompressible Strömung“ bezeichnet, d.h. die Dichte ist innerhalb der Strömung konstant. Sie beschreibt jedoch nicht die Tatsache, dass Luft im stationären Zustand kompressibel ist.

Im Gegensatz zur laminaren Strömung hängt der Rohrreibungsverlust meistens auch von der Wandrauhigkeit ab [10]. Je größer die Reynoldszahl und je glatter die Rohrwand desto flacher ist die einhüllende Kurve der Geschwindigkeitsvektoren [10] (Abb. 7.1). Dies bedeutet, in Wandnähe ($r \rightarrow \frac{d}{2}$) strebt die Geschwindigkeit gegen Null, da das Fluid auch bei einer turbulenten Strömung an der Wand haftet. Die mittlere Strömungsgeschwindigkeit \bar{v} beträgt im vorliegenden Fall bei maximaler Geschwindigkeit 80,1 % vom Maximalwert in der Rohrmitte (s. Anhang Teil F.1). Bei niedrigeren Geschwindigkeiten erfolgt ein Übergang zu einer parabelförmigen Verteilung.

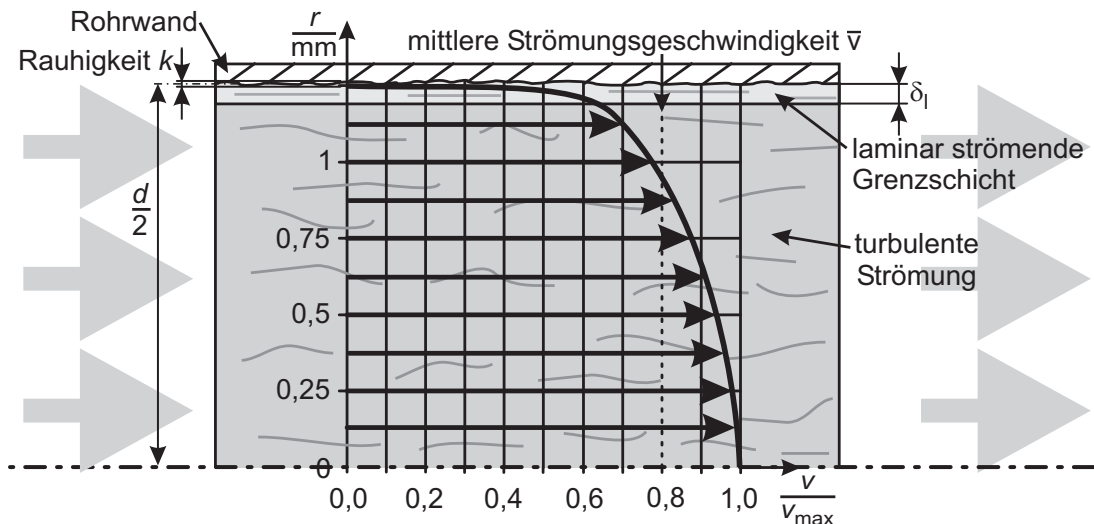


Abb. 7.1: Relative Strömungsgeschwindigkeit innerhalb der Düse über dem Radius von 1,25 mm bei einer max. Strömungsgeschwindigkeit von $100 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ in der Rohrmittle ($k = 10 \mu\text{m}$; $\delta_l \approx 32 \mu\text{m}$).

Die in Abb. 7.1 gezeigte Verteilung der Strömungsgeschwindigkeit gilt innerhalb eines Rohres mit einer Oberflächenrauigkeit k von ca. $10 \mu\text{m}$ (geriebes Rohr, [10]). An der Rohrwand tritt ein Haften der Strömungsteilchen auf. Beim Übergang der Rohrströmung innerhalb der Düse zu dem Freistrah in der Luft existiert diese Wandhaftung nicht mehr. Stattdessen erfolgt eine Interaktion mit Teilchen aus der Umgebungsluft. Durch Wirbelbildung divergiert der Strahl. Auf Grund der fehlenden Strömungsbegrenzung der Düse gleicht sich der statische Druck über dem Strahlradius dem Umgebungsdruck an. Es entsteht ein Druckprofil nach Abb. 4.2 bzw. 7.2 (weitere s. Anhang Teil C.2).

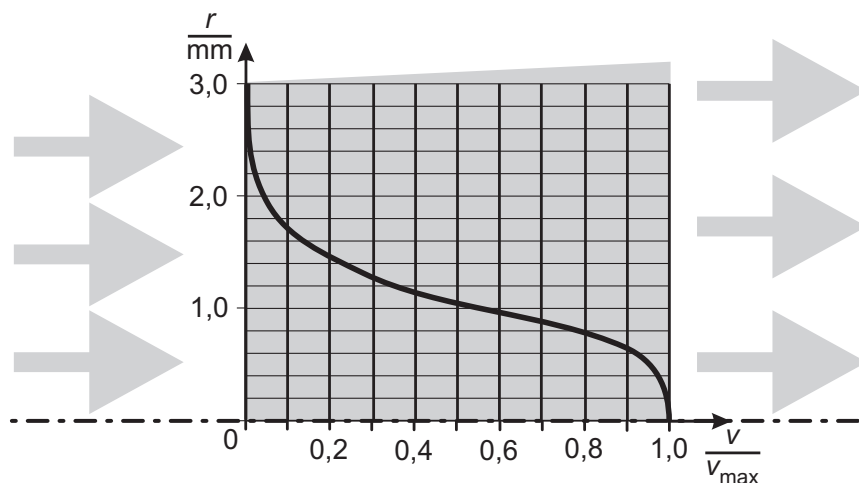


Abb. 7.2: Relative Strömungsgeschwindigkeit des Druckluftstrahls 5 mm von der Düsenspitze entfernt. Gültig für Strömungsgeschwindigkeiten von 40 bis 125 m/s (Simulation mit Fluent).

Die Vermessung des Strömungsprofils des Druckluftstrahls mit einem Hitzdrahtanemometer (Strömungsgeschwindigkeit) oder einem Drucksensor erscheint bei diesen Abmessungen auf Grund der nicht vermeidbaren Rückwirkung des jeweiligen Sensors wenig erfolgversprechend und wird daher nicht verfolgt.

7.2 Analyse des Stands der Technik und Ableitung der Anforderungen

GROLMAN [59] zeigt in einer Strömungsaufnahme mit Freon eine Divergenz des LAT-Druckluftstrahls von ± 1 mm bzw. $5,1^\circ$. Je größer die Divergenz des Strahls, desto größer ist die Abhängigkeit des Totaldrucks von der Messposition. Für einen stärker kollimierten Strahl wäre eine leichte Einschnürung des Strahls vor der Düse vorteilhaft. Dies lässt sich für stationäre Strömungen über das Verhältnis aus Düsenvordruck und Umgebungsdruck, dem Lavaldruckverhältnis, realisieren. Auf Grund der instationären Strömung ist dies jedoch nicht möglich [10].

Der minimal benötigte Durchmesser des Druckluftstrahls ist nicht bekannt. Die Hochgeschwindigkeitsaufnahmen aus Abschnitt 4.1.1 zeigen, dass bereits bei einem physiologisch unauffälligen IOP von ca. 15 mmHg ein Applanationsdurchmesser von ca. 4 mm auftritt. Mit zunehmendem IOP wird diese Fläche geringfügig größer [82]. Die mit dem üblichen zylindrischen Düsendurchmesser verbundene Divergenz des Strahls kann also durchaus notwendig sein. In Anbetracht der begrenzten Ressourcen der vorliegenden Arbeit erfolgt daher keine Veränderung der im Stand der Technik üblichen zylindrischen Düse. Die relevanten Eckdaten der Druckluftstrahlerzeugung nach dem Stand der Technik sind in Tab. 7.1 aufgeführt.

Tabelle 7.1: Eckdaten der Druckluftstrahlerzeugung aus dem Stand der Technik

| <i>Eigenschaft</i> | Wert | Quelle |
|-----------------------------------|---------------------|--|
| $\varnothing_{\text{Düse innen}}$ | 2,5 mm | eigene Messung |
| Abstand Düse-Auge | 11 mm | [29, 112] |
| Rampendauer | 6 ms | eigene Messung |
| max. Totaldruck | 110 mbar 75 mbar | Messbereich bis 50 mmHg (eigene Messung) bis 30 mmHg (für Patienten angenehmer) |

Die Länge der Düse beeinflusst deutlich die Turbulenzbildung des Freistrahls. Das gilt besonders bei der vorgesehenen Fluidzuführung in die Düse von außerhalb der Düsenachse. Die minimale Düsenlänge wird im Folgenden nach der Empfehlung 10-facher Rohrdurchmesser zzgl. 20 % Sicherheit zu 30 mm festgelegt [123]. Die Rampendauer und der Totaldruck werden mit einem im Folgenden beschriebenen Messsystem bestimmt.

7.2.1 Druckmessung im Druckluftstrahl

Zur Messung des Totaldrucks wird ein ungehäuseter piezoresistiver Silizium-Drucksensor in direkter Anströmung verwendet. Das fehlende Gehäuse minimiert zum einen Verwirbelungen, zum anderen reduziert es nicht den Arbeitsfrequenzbereich des Sensors. Zu beachten ist, dass bei einer direkten Anströmung der ungehäuseten Messplatte die Verbindungen der Bonddrähte hohen Belastungen ausgesetzt sind. Standardverbindungen lösen sich nach einigen Messungen. In Rücksprache mit dem Drucksensor-Hersteller Aktiv-Sensor wird eine Variante entwickelt, bei der die Bonddrähte mit Silikongel abgedeckt sind (Abb. 7.3). Das in einem LTC-Keramikträger versenkte Druckmesselement weist für die Strömung eine minimale Anzahl von Kanten und Vertiefungen auf.

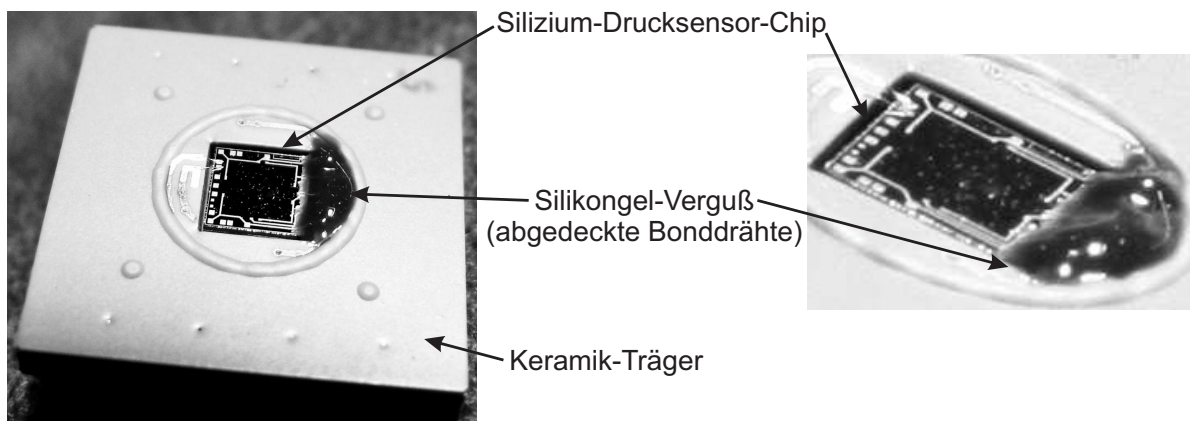


Abb. 7.3: Ungehäuseter Silizium-Drucksensor, dessen Bonddrähte mit Silikongel abgedeckt sind.

Das vorgestellte Messsystem misst den Druck mit einem piezoresistiven Druckmesselement, also einer Silizium-Biegeplatte, deren mechanische Spannungen den spezifischen elektrischen Widerstand der dotierten Widerstände am Rand der Siliziumplatte verändern. Die Biegeplatte ($2 \times 2 \text{ mm}^2$) weist mechanisch gesehen eine integrierende Wirkung auf, so dass davon ausgegangen werden kann, dass der gemessene Druckwert nur einen Mittelwert über der Staudruckverteilung darstellt. Der Maximaldruck im Zentrum wird höher sein, gemäß der in der Simulation der Anströmung des Auges gezeigten gaußförmigen Verteilung des Totaldrucks.

Auffällig bei den Messwerten ist das starke Rauschen des Druckes (Abb. 3.10). Dieses ist zum größten Teil durch Turbulenzen der Anströmung verursacht und dementsprechend durch das akustische Netzwerk der Druckluftherzeugung beeinflussbar. Trotzdem wird ein Teil des Rauschens auch durch eine Rückwirkung des Messelements auf den Druckluftstrahl verursacht sein. Die Angabe eines Signal/Rauschverhältnisses ist somit wenig aussagekräftig.

7.2.2 Charakteristik des Druckverlaufs

In Abb. 3.10 wurde bereits ein Vergleich der drei Gerätegenerationen von Tisch-LAT gezeigt. Laut Werbe-Aussagen der Hersteller ist der Druckluftstrahl der neuesten Gerätegeneration „weicher denn je“. Teilweise wird dies mit einem exponentiellen Anstieg des Totaldrucks begründet, teils mit einer Abschaltung der Druckerzeugung bei Erreichen der maximalen Aplanation. Der Vergleich in Abb. 3.10, wie auch eine Probandenbefragung (Kapitel 9) zeigt erstmals, dass das Empfinden des Patienten im Wesentlichen durch den maximal wirkenden Druck bestimmt wird. Dieser wurde im Laufe der letzten drei Jahrzehnte ungefähr halbiert. Ein exponentieller Anstieg ist für den Patienten nicht von einem linearen unterscheidbar und muss daher als Marketingaussage ohne Substanz angesehen werden. Für das Labormuster wird daher ein rampenförmig ansteigender Druckverlauf mit einem minimalem Totaldruck gefordert. Ein Messbereich bis 30 mmHg, wie im Stand der Technik üblich, stellt einen guten Kompromiss aus angenehmem Empfinden und alltagstauglichem Messbereich dar. Die DIN 8612 fordert jedoch einen Messbereich von 50 mmHg, so dass auch dieser zur Verfügung gestellt werden muss. Ein zusätzlicher, zweiter Messmodus ist nach DIN 8612 zulässig.

Es existieren wenige Angaben über die Strömungsgeschwindigkeit. Eine Übersicht von Literaturdaten und weiteren eigenen Daten für die zwei kommerziellen Tisch-LAT Topcon CT-10 und CT-80 ist in Tabelle 7.2 aufgeführt.

Tabelle 7.2: Vergleich von Literaturdaten und eigenen Messdaten für die zwei Tisch-LAT Topcon CT-10 und CT-80

| <i>Autor</i> | DRAEGER [29] (<i>Topcon CT-10</i>) | LUDWIG [121] (<i>Topcon CT-10</i>) | WEBER (<i>Topcon CT-80</i>) | WEBER <i>Fluent-Simulation</i> |
|--|--|--|---|--|
| $v_{\text{Strömung}}$ (gemessen) | 83 .. $111 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ | 70 .. $90 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ | — | $100 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ (30 mmHg) $125 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ (50 mmHg) |
| Totaldruck $p_{\text{stat}} + p_{\text{dyn}}$ | 44,4 .. 79,5 mbar | 31,6 .. 52,5 mbar | — | 75 mbar |
| Messbereich Tonometer | 50 mmHg = 66,5 mbar | 50 mmHg = 66,5 mbar | 30 mmHg = 39,9 mbar | — |
| Messbereich·1,3 (Kapitel 4) | 86,5 mbar | 86,5 mbar | 51,9 mbar | — |
| Totaldruck (gemessen) | 111 mbar $\equiv 128 \% IOP_{\text{max}}$ | 111 mbar $\equiv 128 \% IOP_{\text{max}}$ | 75 mbar $\equiv 144,5 \% IOP_{\text{max}}$ | 75 mbar 110 mbar |

Die Fluent-Simulation berechnet einen Totaldruck von 75 mbar (30 mmHg Messbereich) in einem Abstand Düse - HH von 11 mm bei einer Strömungsgeschwindigkeit in der Düse von 100 m/s (125 m/s für den Messbereich bis 50 mmHg).

LUDWIG [121] geht davon aus, dass ein Totaldruck mit dem Faktor ca. 1,3 des maximal zu messenden IOP aufzubauen ist. Das Tisch-LAT CT-80 erzeugt für den Messbereich bis 30 mmHg einen Totaldruck von ca. 75 mbar, also den doppelten maximal zu messenden Augeninnendruck. Für den vollen Messbereich bis 50 mmHg wird ein Totaldruck von 111 mbar erzeugt. Diese Drücke werden als die niedrigsten Mindestdrücke angenommen und in Orientierung am Stand der Technik übernommen.

Grundsätzlich ist das Erzeugen einer turbulenzarmen Rampe nicht zu unterschätzen. PLAGWITZ [149] nutzt für einen neuen Ansatz zur LAT ebenfalls einen Druckluftstrahl. Er scheitert jedoch trotz ingenieurmäßiger Herangehensweise an der reproduzierbaren Erzeugung eines Druckluftstrahls mit den geforderten Eigenschaften.

7.3 Auslegung der zuführenden Komponenten

Der zu erzeugende Druck hängt neben den Eigenschaften des Druckluftstrahls auch von den Strömungswiderständen der Düse und der Zuleitung ab. Um die bewegten Massen des Messkopfes so gering wie möglich zu halten, soll die Druckerzeugung gestellfest erfolgen. Die Relativbewegung zwischen Druckerzeugung und Düse erfordert eine flexible Zuleitung. Die Prinzipskizze in Abb. 7.4 zeigt einen schematischen Aufbau der Strömungskomponenten.

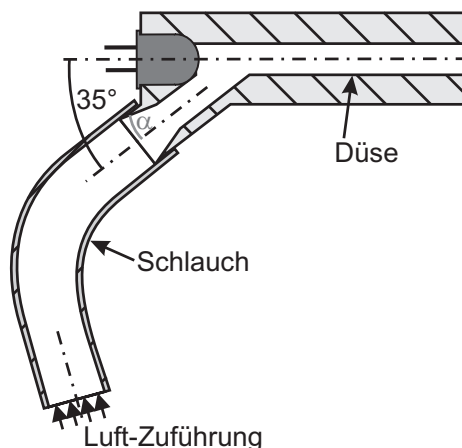


Abb. 7.4: Skizze der Druckluftzuführung.

Je größer die Biegung des Schlauches, desto größer ist der Druckverlust infolge einer sich der Längsströmung überlagernden Querströmung durch Fliehkräfte [10]. Aus empirischen Untersuchungen ergibt sich ein minimaler Biegungswinkel von ca. 60° als Kompromiss zwischen geringer Biegung und hoher Beweglichkeit. Die Biegung selbst sollte in einem möglichst großen Krümmungsradius ausgeführt sein.

Drückt man die Strömungsgeschwindigkeit in dem zuführenden Schlauch als Funktion des Durchmessers aus, so lässt sich ein minimaler Schlauchdurchmesser bestimmen, bei dem auch bei maximalem Volumenstrom noch eine laminare Strömung vorliegt (Anhang Teil F.2). Dieser Durchmesser beträgt 17,9 mm. Unter Berücksichtigung der geforderten Bewegung des Messkopfes ist ein Durchmesser dieser Größe nicht realisierbar. Tests mit verschiedenen Schläuchen zeigen, dass ein PVC-Schlauch mit 6 mm Innendurchmesser und einer Wandstärke von 1,5 mm einen guten Kompromiss aus geringer Verformung bei Druckbeaufschlagung und einer Steifigkeit von ca.

100 mN/mm bei Bewegung darstellt.

Die theoretische Abschätzung des Strömungswiderstandes gestaltet sich sehr schwierig. Nur für sehr wenige einfache Fälle lässt sich der Strömungswiderstand einer stationären, turbulenten Strömung analytisch beschreiben [10, 181]. Daher sind aus empirischen Untersuchungen verschiedene stationäre Strömungssituationen tabelliert. Eine Übersicht der stationären Strömungsverluste ist im Anhang Teil F.2 aufgeführt. Der Vergleich mit der Realität zeigt, dass bei der in diesem Fall vorliegenden, instationären Strömung eine deutlich ausgeprägte Verzögerungswirkung vorliegt. Die stationären Strömungswiderstände schätzen daher den Druckverlust viel zu niedrig ab. Aus empirischen Untersuchungen ergibt sich, dass für den Messbereich bis 30 mmHg näherungsweise der dreifache Druck erzeugt werden muss, der die Düse verlassen soll. Die Optimierungskriterien für die vorliegende Strömung lauten:

- möglichst großer Strömungsdurchmesser bis zur Düse sowie
- Querschnittsänderungen mit so geringem Gradienten wie möglich.

Vor allem der letzte Punkt hat im vorliegenden Aufbau gravierende Auswirkungen gezeigt. Die Reduzierung des Übergangswinkels α am Einlauf der Düse (Konfusor) von $\alpha = 45^\circ$ auf 10° erhöhte den Totaldruck um 50 %.

Das zu komprimierende Volumen kann nicht über die adiabatische Zustandsgleichung abgeschätzt werden, da sich die Volumina kontinuierlich verändern. Die Verwendung der Adiabatangleichung für stationäre Zustände erzeugt einen Fehler der Volumina bis 300 % (Anhang Teil). Es bleibt auch hier nur eine empirische Bestimmung des zu komprimierenden Volumens zu 5 cm^3 .

7.4 Kolbensystem

Ein Kolbensystem zur Druckerzeugung bietet den Vorteil einer hohen Variabilität bzgl. der Auslegung des Druckanstiegs hinsichtlich Kennwerten und Charakteristik an das angeschlossene akustische Netzwerk. Auf Grund der erforderlichen Linearbewegung und der angestrebten Miniaturisierung sind Linearaktoren gegenüber rotatorischen Aktoren mit Lineargetriebe vorzuziehen.

Eine Tauchspule bietet den Vorteil eines verschleißfreien Aktors mit proportionalem Übertragungsverhalten zwischen Betriebsstrom und Kraft unabhängig von der Position. Der Volumenstrom wird indirekt über den erzeugten Druck und den im Arbeitspunkt vorliegenden Strömungswiderstand bestimmt.

Tauchspulaktoren sind z.B. als Schwingerer oder als Lautsprecher weit verbreitet. In

Tauchspulen wirkt die LORENTZ-Kraft

$$\mathbf{F} = N \cdot l \cdot \mathbf{I} \times \mathbf{B} \quad (7.4)$$

mit $N \equiv$ Anzahl der Spulen-Windungen, $l \equiv$ Länge einer Windung

$\mathbf{I} \equiv$ Stromvektor, $\mathbf{B} \equiv$ magn. Flussdichtevektor.

Zu Gunsten eines miniaturisierten, handgehaltenen Selbst-LAT soll die erforderliche Betriebsspannung minimiert werden. Hohe Ströme sind schaltungstechnisch z.B. durch kapazitive Speicher leichter bereitzustellen als hohe Spannungen, die deutlich über der des Energiespeichers liegen. Nachteilig bei hohen Strömen ist die geringere EMV-Verträglichkeit. Aus dieser Sicht sind folgende Kriterien zu erfüllen:

- hoher Übertragungsfaktor $N \cdot B \cdot l$ (Kraft pro Stromstärke)
- geringer Wicklungswiderstand
- geringe Induktivität

Eine Tauchspule muss als Kompromiss der drei teils widersprüchlichen Kriterien dimensioniert werden. Bei konstanten Geometrien des Luftspaltes erfordert ein hoher Übertragungsfaktor eine hohe Zahl an Wicklungen. Dadurch steigt sowohl der Wicklungswiderstand als auch die Induktivität.

Miniaturisierte Tauchspulensysteme (Voice-Coil Aktoren) sind in diesen Größenordnungen nur mit begrenztem Nenn-Hub im Bereich bis ca. 5 Millimeter erhältlich. Die Auswahl ist stark begrenzt. Das Modell LA13-1200B von BeiKimco bietet einen Übertragungsfaktor von 9,8 N/A bei einer Induktivität von 2,8 mH und einem Widerstand von 17,1 Ω . Der Nennhub beträgt 4,5 mm. Der Durchmesser des Kolbens ist dementsprechend auf $\varnothing 39$ mm angepasst (Abb. 7.5). Die maximale Geschwindigkeit des Kolbens beträgt 1 $\frac{\text{m}}{\text{s}}$. Die Druckerzeugung wird für den physiologisch bedeutsamen Messbereich bis 30 mmHg ausgelegt. Das bedeutet, dass höhere Augeninnendrucke mit dem Labormuster nicht messbar sind. Entscheidendes Detail bei der Abdichtung des Kolbens ist der Radius auf der Kante der Kolbenplatte. Diese ermöglicht eine nahezu luftdichte Passung zwischen der Kolbenplatte und dem Zylinder von 0,02 mm ohne Gefahr eines Verkantens. Zylinder und Kolben bestehen aus PTFE.

7.5 Druckspeicher mit Ventil

Das Kolbensystem zur Druckerzeugung besitzt den Nachteil der Lageabhängigkeit. Insbesondere für bettlägrige Patienten wäre ein lageunabhängig messendes Selbsttonometer wünschenswert. Die Verwendung eines Druckspeichers als Quelle ermöglicht eine lageunabhängige Druckerzeugung und reduziert den Justageaufwand eines Kolbensystems.

Ein Druckspeicher, z.B. vergleichbar einer CO₂-Druckpatrone, muss ausreichend pneumatische Energie für mindestens 10 Messungen bereitstellen. Zur Reduzierung des Speicherdrucks und Erzeugung der gewünschten rampenförmigen Kennlinie sind entsprechende Maß-

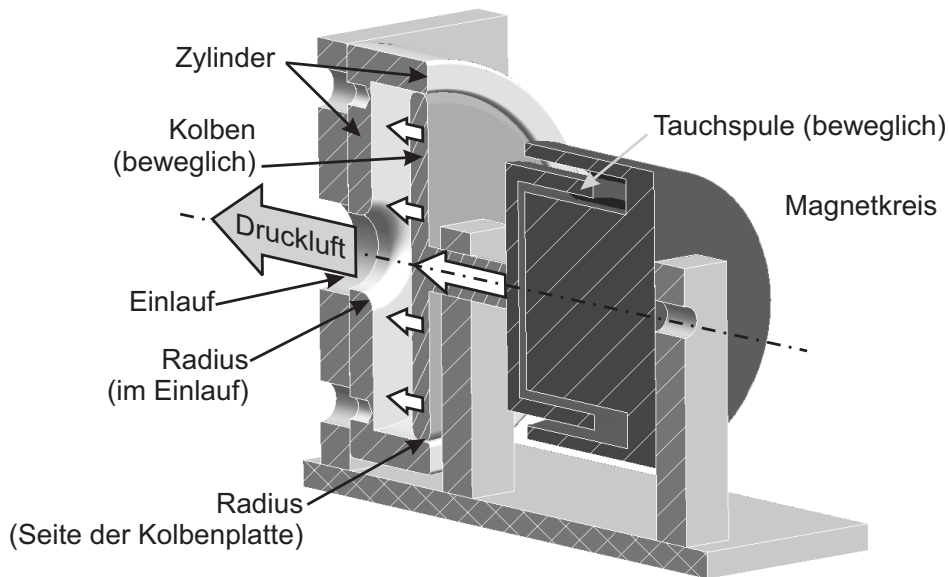


Abb. 7.5: Schnittbild der Baugruppe zur Druckluftherzeugung, bestehend aus Tauchspul-Aktor und Druckzylinder.

nahmen erforderlich. Eigene Untersuchungen zeigen, dass der Anstieg des Volumenstroms beim Öffnen eines Ventils mit ca. 2 ms deutlich zu schnell erfolgt. Auch durch ein Verkürzen des Einschaltstromes mit bis zu doppelter Nennspannung kann nur Rampendauern bis 4 ms erzeugen. Es gibt zwar geregelte Ventile am Markt von Festo, Bosch, SMC, u.a., diese weisen jedoch deutlich zu große Regelzeiten > 500 ms wie auch eine zu stark ausgeprägte Hysterese von ca. 100 mbar auf.

Für die Dimensionierung eines akustischen Tiefpasses ergeben sich die bereits erläuterten Probleme der analytischen Beschreibung. Die Ansätze aus der laminaren Strömungstheorie sind nur qualitativ hilfreich [32]. Die Dimensionierung eines Tiefpasses muss daher empirisch erfolgen.

Der hohe Speicherdruck besitzt für das vom Medizinproduktegesetz (MPG) geforderte Risikomanagement eine große Bedeutung. Ein technisches Versagen eines Druckminderers ist in jedem Fall auszuschließen. Die Anwendung eines Druckspeichers ist zwar eine anzustrebende Alternative zum Tauchspulaktor, wird aber aus Zeitgründen zunächst nicht weiter verfolgt.

7.6 Fazit zur Druckluftherzeugung

Die Druckluftherzeugung wird auf Grund des sehr hohen Aufwands zur analytischen oder numerischen Beschreibung der instationären, turbulenten Strömung empirisch ausgelegt. Die Messreihen zeigen, dass die strömungsleitenden Bauteile so zu gestalten sind, dass sich insbesondere bei Abschnitten mit hohen Strömungsgeschwindigkeiten möglichst geringe

Richtungs- und Querschnittsänderungen ergeben. Zur Druckerzeugung wird ein Voice-Coil Aktor eingesetzt, der ein Kolbensystem antreibt. Die Verwendung einer Druckpatrone anstelle eines Kolbensystems ist zu prüfen.

Des weiteren wird ein Messsystem zur Verifizierung der Druckerzeugung vorgestellt. Es besteht aus einem ungehäusten, piezoresistiven Drucksensor, dessen Messplatte direkt angeströmt wird. Zur mechanischen Stabilisierung der Bondverbindungen des Siliziumchips wird eine spezielle Ausführung mit extra kurzen und mit Silikongel abgedeckten Bonddrähten angefertigt.

8 Aufbau und Prozessregelung des Selbst-Luft-Appplanationstonometers

Ein grobes Ablaufdiagramm der Messung ist in Abb. 8.1, ein Blockschaltbild des gesamten SLAT ist in Abb. 8.2 dargestellt. Die komplette Signal- und Informationsverarbeitung des Sensor-Aktor-Systems wird über ein Notebook in der grafischen Programmiersprache LabVIEW programmiert und ausgeführt. Für ein Seriengerät würde diese Funktionalität in einem Microcontroller oder DSP integriert. Für das Labormuster ergibt sich über LabVIEW ein effizienter Zugriff auf sämtliche Prozessgrößen, wie auch die Programmierung der Benutzerschnittstelle. Die technischen Daten des realisierten Labormusters sind im folgenden Kapitel 9 aufgeführt.

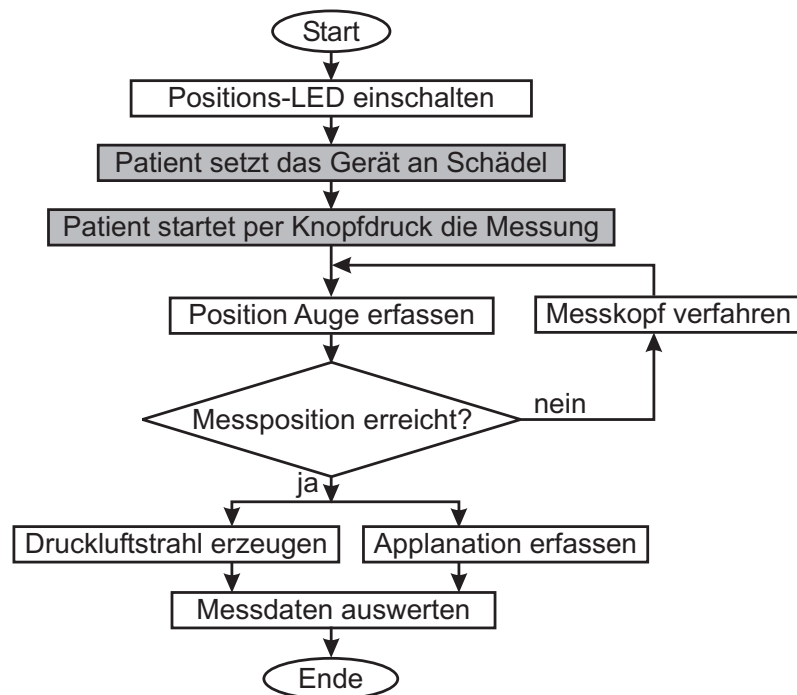


Abb. 8.1: Flussdiagramm des Messablaufs eines Labormusters zur Selbsttonometrie.

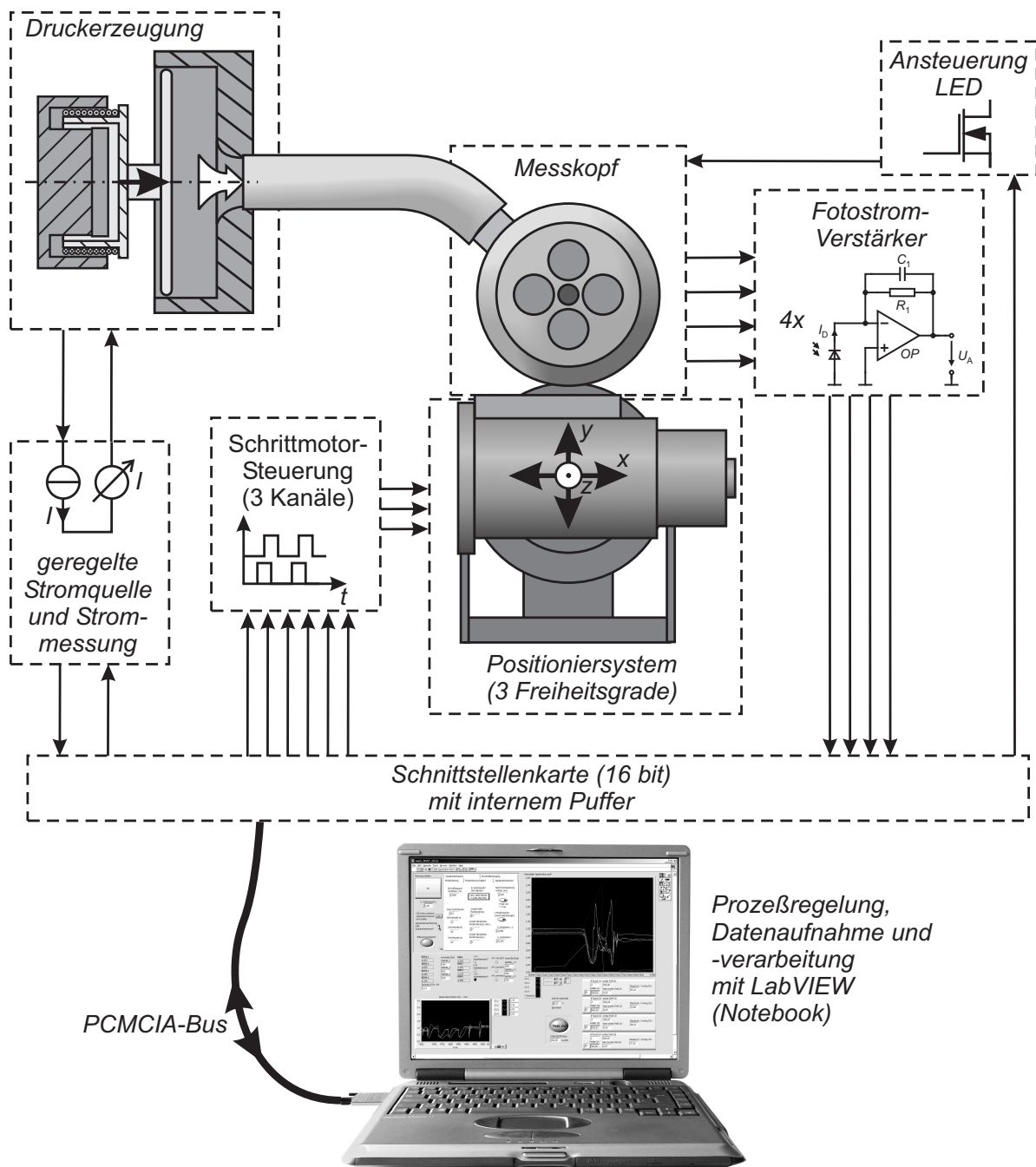


Abb. 8.2: Blockschaltbild des gesamten Messsystems eines Labormusters zur Selbsttonometrie.

8.1 Referenzdruckmessung im Gerät

Das Labormuster wurde mit dem in Abschnitt 7.2 vorgestellten Druckmesssystem kalibriert. Dadurch kann der Totaldruck indirekt über den Spulenstrom des Voice-Coil Aktors bestimmt werden. Für die horizontale Anwendung und den begrenzten Einsatz des Labormusters unter konstanten Rahmenbedingungen ist diese Kalibration ausreichend. Zur Kompensation von Reibungsverlusten sollte der Totaldruck nicht über den Spulenstrom als Sekundärgröße erfasst, sondern vorzugsweise ein Drucksensor im Zylinder platziert werden. Dieser kann zwar nur den statischen Druck im Zylinder messen, ermöglicht aber mit Hilfe des externen Totaldrucksensors eine Kalibration auf den tatsächlich erzeugten Druck im Staupunkt der HH.

8.2 Messtechnische Kontrolle des Tonometers

Für die Umsetzung des Labormusters als zugelassenes Tonometer muss dieses alle zwei Jahre durch einen medizinischen messtechnischen Kontrolldienst auf die Erfüllung der zulässigen Messunsicherheit untersucht werden. Dazu wird i.d.R. das in Abschnitt B.2 gezeigte Klappspiegelsystem verwendet. Bei einem Gerätekonzept, das einen Anwender vorsieht, der das Tonometer auf das Auge des Patientens ausrichtet, kann das Klappspiegelsystem leicht eingesetzt werden. Das Tonometer wird visuell auf den Spiegel ausgerichtet und ausgelöst. Im Fall des Selbsttonometers kann der Messpunkt jedoch nicht von außen visuell angepeilt werden. Des Weiteren ist die automatische Ausrichtung für den schräg angestellten Klappspiegel nur bedingt funktionsfähig. Es ist jedoch zulässig, einen anderen Positioniermodus für die messtechnische Kontrolle zu verwenden als für die Messung am Patienten [164]. Bei der kommerziellen Gerätegestaltung muss das Kalibrierkonzept berücksichtigt werden.

9 Messtechnische Charakterisierung des Labormusters

Auf Basis des beschriebenen Entwurfs der Komponenten wird ein Labormuster eines Selbst-Luft-Appplanationstonometers realisiert. Im Folgenden wird die messtechnische Charakterisierung der Kenndaten und die Validierung des Labormusters beschrieben. Wie in Kapitel 10 erläutert wird, sind zur Validierung nur Messreihen an menschlichen Probanden geeignet.

9.1 Messtechnische Verifikation

Das realisierte Labormuster weist die in Tabelle 9.1 aufgeführten technischen Daten auf. Die Messunsicherheit wird im Folgenden bestimmt. Weitere Details und Berechnungen sind im Anhang Teil G.1 aufgeführt.

Tabelle 9.1: Übersicht der technischen Daten des realisierten Labormusters

| <i>Eigenschaft</i> | <i>Wert</i> |
|--|---|
| Messbereich des Augeninnendrucks | bis 30 mmHg (bis 50 mmHg möglich) |
| Positionsauflösung in horizontaler Ebene | 15 μm (im Zentrum $\pm 0,5$ mm) |
| Auflösung horizontaler Abstand | 75 μm |
| emittierte Strahldichte in HH-Ebene | 24,7 $\frac{\text{mW}}{\text{cm}^2\text{sr}}$ ($\lambda_{\text{Peak}} = 850$ nm, BW = 40 nm) |
| Dauer einer Messung | 2..3 s (<i>Ziel Serienprodukt: 1..2 s</i>) |
| Rampendauer Druckanstieg | 6 ms |
| maximaler Totaldruck | 75 mbar |
| Energiebedarf pro Messung max. \Rightarrow Betriebsdauer mit 4 Mignon-Zellen (2 Ah) | 50 Ws ca. 200 Messungen |
| Prozessregelung und Signalverarbeitung | Labview (PC) |
| Volumen der Einzelkomponenten | ca. 1 dm^3 |
| Gesamtmasse des Labormusters | 1,3 kg (<i>Ziel Serienprodukt: < 1 kg</i>) |

Bis auf das Gewicht von 1,3 kg können sämtliche als Wunsch formulierte Anforderungen eingehalten werden. Eine Massenreduzierung hinsichtlich Gehäuse und Chassis ist für ein handgehaltenes Messsystem umsetzbar (s. Anhang Teil G.1).

9.2 Validierung durch Probandenmessungen und Bestimmung der Messunsicherheit

9.2.1 Versuchsaufbau

Es werden zwei ärztlich betreute Versuchsreihen an insgesamt 40 menschlichen Augen in vivo mit dem realisierten Labormuster durchgeführt. Neben der Messung mit dem Labormuster wird jedes Auge auch mit einem Tisch-LAT zum Vergleich und einem Goldmann-Appplanationstonometer als Referenz vermessen. Da das Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie seit Jahrzehnten etabliert ist, ist kein Gutachten einer Ethik-Kommission erforderlich.

Die erste Versuchsreihe mit je drei Messungen an 12 Augen dient der Validierung des Messsystems. Dazu sind die Baugruppen des Tonometers auf einem Gestell montiert. Das Gerät ist nicht handgehalten, um Relativbewegungen zu minimieren. Die Versuchsergebnisse zeigen eine geringere Messunsicherheit als der Stand der Technik und bestätigen damit die Funktionalität des Systems (Details s. Anhang Teil G).

Die zweite Messreihe erfolgt mit dem Messsystem aus der ersten Reihe, allerdings als handgehaltene Version (Abb. 9.1). Diese weist zwei Handgriffe zum Halten des Geräts und drei Stützstellen (Abb. 9.2) auf, an denen der Kontakt zwischen Schädel und Gerät hergestellt wird. Diese Stützstellen sind jeweils in 5 Freiheitsgraden verstellbar, so dass das Messsystem an individuelle Schädelgeometrien in einer kurzen Zeit angepasst werden kann (Abb. 9.2). Dadurch wird eine grobe Vorpositionierung des Geräts beim Ansetzen an den Schädel gewährleistet (Abb. 9.3).

Mit einem Taster kann der Proband per Daumendruck die Messung selbst starten. Die Positionserkennung des Auges gewährleistet mit dem Positioniersystem das Anfahren der idealen Messposition. In dieser Position wird die Drucklufterzeugung und Appplanationserfassung automatisch ausgelöst. Auf Grund der höheren Aussagekraft wird im Folgenden nur die zweite Versuchsreihe im Detail beschrieben.

9.2.2 Messprogramm

Zur messtechnischen Charakterisierung des aufgebauten Labormusters werden in der zweiten Messreihe 28 Augen von 16 Probanden in einer augenärztlichen Praxis vermessen. Nach einer physiologisch sinnvollen Gewöhnungs- und Beruhigungszeit von ca. 10-15 Minuten [20] werden drei Messungen hintereinander in der folgenden Reihenfolge durchgeführt:

- Tisch-LAT (Topcon CT-80)
- SLAT-Labormuster
- Referenzmessung nach GOLDMANN (GAT)

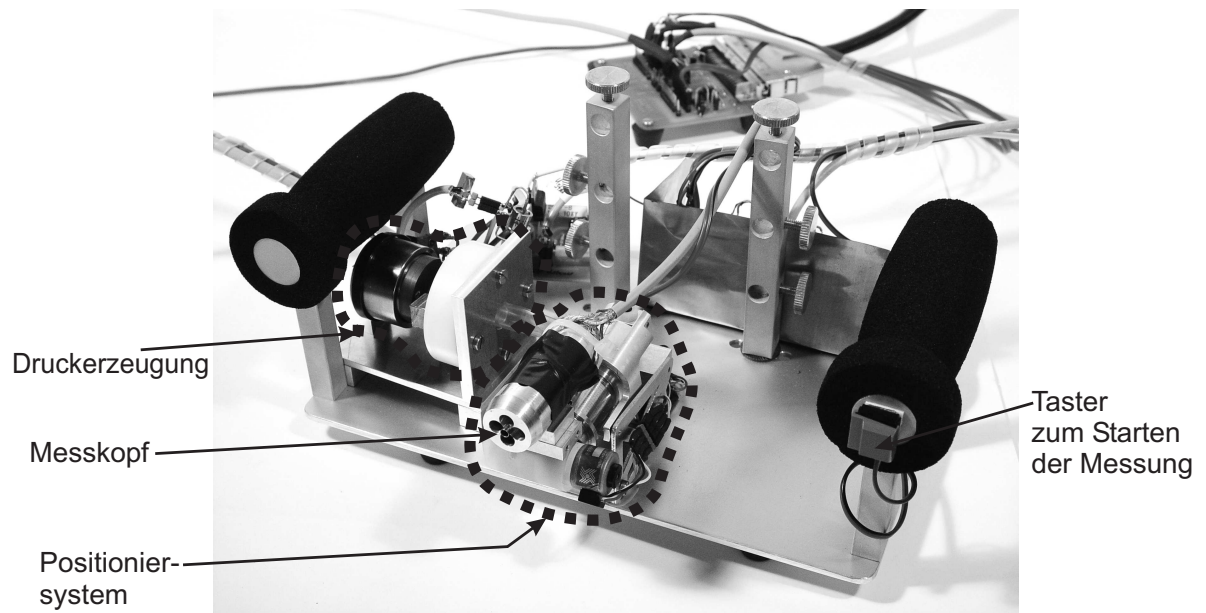


Abb. 9.1: Aufbau des handgehaltenen Labormusters.

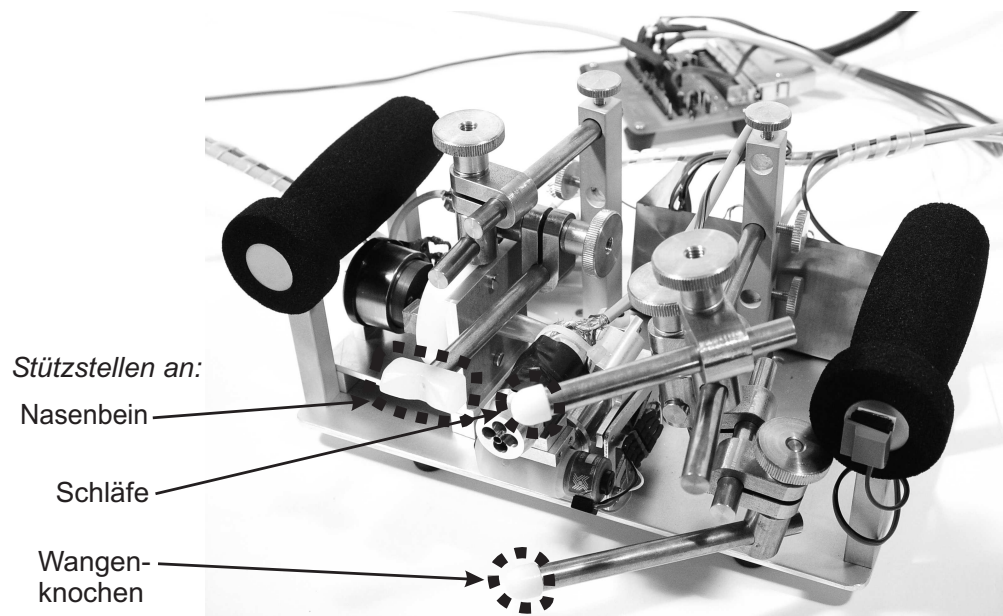


Abb. 9.2: Verstellbare Stützstellen des Labormusters, um eine grobe Positionierung an individuellen Schädelgeometrien zu ermöglichen.

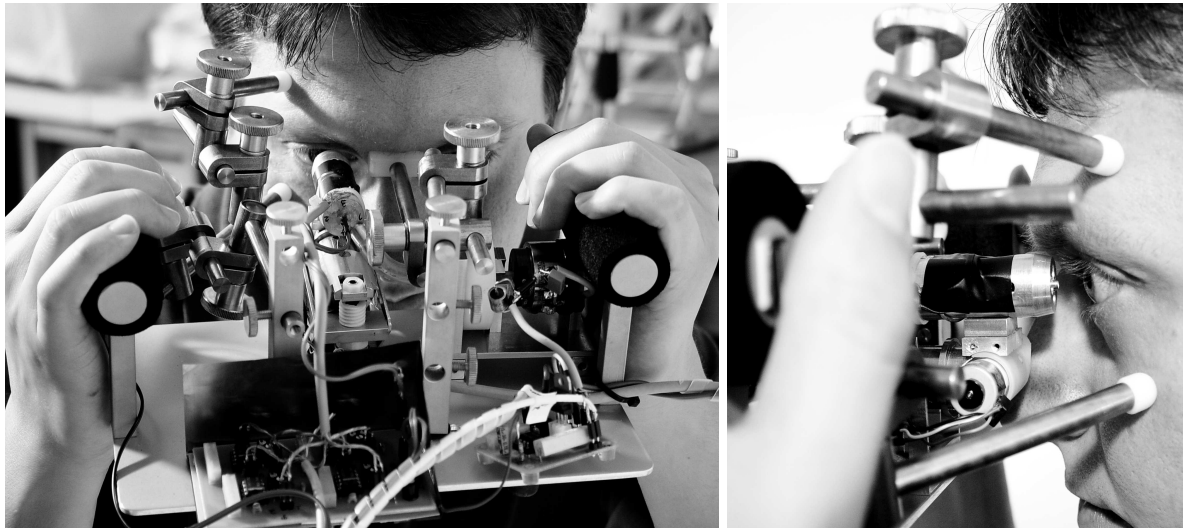


Abb. 9.3: Anwendung des handgehaltenen Labormusters zur Selbst-Luft-Appplanationstonometrie.

Die LAT-Messungen werden an den Anfang gestellt, da in [20] von Einflüssen der GAT auf den IOP berichtet wird, auch wenn ein Massageeffekt auszuschließen ist. Außerdem kann sich der Proband an dem benutzerfreundlicheren Tisch-LAT daran gewöhnen, in der Düse des Messgeräts eine LED zu sehen sowie an das Gefühl des Luftstrahls. Das Labormuster selbst wird an jeden Probanden individuell über die drei Stützstellen am Schädel angepasst. Anschließend werden die Messungen durchgeführt. Der Patient löst diese mit einem Druck des Daumens auf einen Taster am Handgriff selbst aus. Die Abstandsmessung ist wegen der beschriebenen Probleme mit dem Reflexionsfaktor der HH abgeschaltet. Der Abstand wird daher nur durch die Stützstellen rein mechanisch auf ± 1 mm voreingestellt.

Im Anschluss wird nach GOLDMANN der IOP bestimmt. Diese Messung erfolgt zuletzt, da das Anästhetikum für die Hornhaut dessen Eigensteifigkeit mit zunehmender Einwirkzeit reduziert [141]. Die Messung mit dem Tisch-LAT und GAT werden durch einen Augenarzt durchgeführt. Die Messungen mit dem Labormuster werden durch den Autor vorbereitet, indem die Stützstellen an den jeweiligen Probanden angepasst werden.

Die Messwerte werden nicht um die Schwankung der Hornhautdicke korrigiert, da der Einfluss auf den Messwert des Tisch-LATs und des Labormusters identisch ist. Eine Korrektur aller Messwerte wäre lediglich für eine absolute Aussage sinnvoll. Auf Grund des nicht unbeachtlichen zeitlichen und finanziellen Aufwands der Hornhautdickenmessung wird hierauf verzichtet.

9.2.3 Aufgenommene Messdaten

Ein typischer Verlauf der Messdaten ist in Abb. 9.4 gezeigt. Zu sehen sind die Signale der vier optischen Sensoren sowie als Referenz der rampenförmige Spulenstrom der Druckluft-

erzeugung. Des Weiteren ist der Totaldruck zum besseren Verständnis eingezeichnet. Zum Zeitpunkt des ersten „globalen“ Minimums eines jeden Sensors wird der Totaldruck abgelesen. Dieser wird dann in den Augeninnendruck umgerechnet. Hierzu muss das Gerät kalibriert werden, wie im folgenden Abschnitt beschrieben.

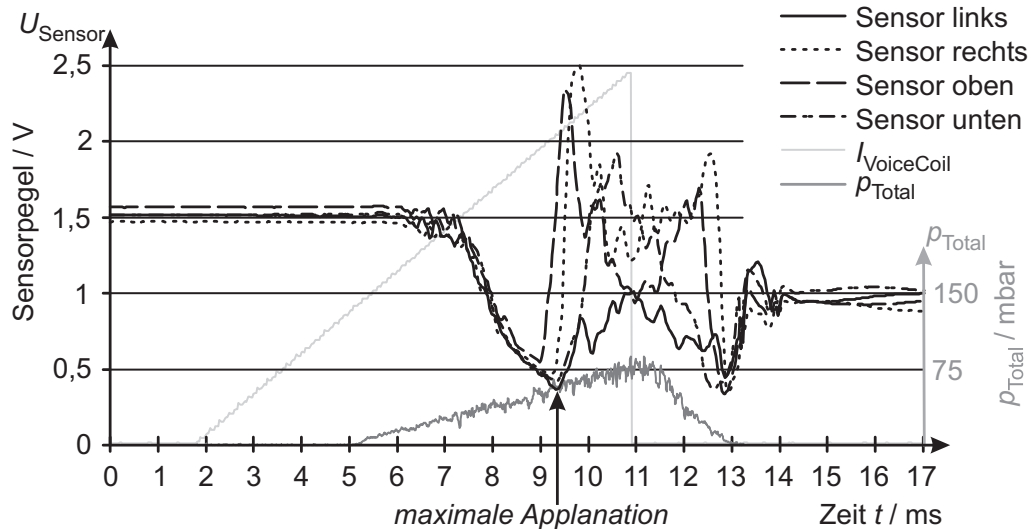


Abb. 9.4: Typischer Signalverlauf einer Messung.
Zur Orientierung ist zusätzlich der Staudruck eingezeichnet.

Auffällig in Abb. 9.4 ist, dass die Positionierung recht gut ist, da die Pegel der einzelnen Sensoren dicht beieinander liegen. Jedoch treten die einzelnen Minima zu verschiedenen Zeitpunkten auf. Selten sind bei manchen Probanden auch Augenbewegungen erkennbar, in Form von auseinander driftenden Pegeln unmittelbar vor der Druckbeaufschlagung. Der zeitliche Versatz der Minima ist reproduzierbar. Eine Erläuterung der Ursachen erfolgt nach der Analyse der Messdaten.

Ein typischer Datensatz ist in Tab. 9.2 angegeben. Das Labormuster wird einmalig mittels der in Abschnitt 7.2 vorgestellten Druckmessung kalibriert. Der Spulenstrom dient als Referenzgröße (Abb. 9.4). Aus der Kalibrationsgleichung wird zum Zeitpunkt der maximalen Applanation der zugehörige Totaldruck für jeden einzelnen der vier Kanäle bestimmt. Es werden zunächst die Mittelwerte $p_{i\text{Mittel}}$ der drei sukzessiven Messungen für jeden einzelnen Sensor und dessen Streuung s_i bestimmt. Aus den Mittelwerten mit einer Streuung kleiner 2 mmHg wird auf Grund der idealerweise redundanten Information wiederum ein Mittelwert $p_{j\text{Mittel}}$ gebildet. Dies ist dann der weiter verwendete Messwert, entstanden aus max. 12 Einzelwerten. Es sei an dieser Stelle nochmals darauf hingewiesen, dass es sich bei den Druckwerten um den Druck des Luftstrahls handelt, nicht um einen IOP. Umgerechnet in einen IOP (folgender Abschnitt), entspricht die Selektionsgrenze der Streuung von 2 mmHg ca. 0,7 mmHg.

Für die Bestimmung des gemittelten Totaldrucks, bei dem die maximale Applanation erfolgt ist, wird folgender Algorithmus verwendet:

Tabelle 9.2: Typischer Datensatz einer Messreihe eines Probanden und Selektion von Messwerten mit einer Streuung kleiner 2 mmHg.

| <i>LAT</i> /mmHg | <i>Totaldruck Labormuster SLAT bei max. Applanation</i> | | | | | | | | <i>GAT</i> /mmHg |
|-------------------------|---|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--|---|--|---|-------------------------|
| | <i>Kanal</i> | <i>Messung</i> <i>Nr. 1</i> | <i>Messung</i> <i>Nr. 2</i> | <i>Messung</i> <i>Nr. 3</i> | <i>Mittel</i> <i>p_i Mittel</i> | <i>Streuung</i> <i>s_i</i> | <i>Mittel</i> <i>p_j Mittel</i> | <i>Streuung</i> <i>s_j</i> | |
| | | /mmHg | /mmHg | /mmHg | /mmHg | /mmHg | /mmHg | /mmHg | |
| 14 | links | 44,86 | 47,91 | 42,42 | 45,06 | 2,25 | 40,00 | 3,56 | 14 |
| | rechts | 39,60 | 40,62 | 41,52 | 40,58 | 0,78 | | | |
| | oben | 36,93 | 32,90 | 36,35 | 35,39 | 1,79 | | | |
| | unten | 42,42 | 45,31 | 44,39 | 44,04 | 1,21 | | | |

- Es wird ein Zeitfenster genutzt ab Beginn der Staudruck-Rampe: $t_{\text{ref}} = 3..9,8$ ms; Werte außerhalb werden ignoriert.
- An Hand des Sensor-Pegels wird selektiert: Abfall um mind. 25 % zw. Ausgangspegel und kleinstem Minimum
- Es wird eine zulässige Grenze der Streuung von 2 mmHg definiert. Wenn diese nicht von mindestens einem Sensor eingehalten wird, muss noch einmal gemessen werden (oder die Toleranz wird nur vermerkt).
- Werte außerhalb des Nennbereichs werden sofort verworfen, da konstant falsche Werte auch eine geringe Streuung aufweisen können.
- Abschließend erfolgt eine Mittelwertbildung über alle nicht ausgeschlossenen Mittelwerte

Mit diesem Algorithmus wird für jeden Patienten aus den jeweils 12 Messwerten ein einziger Totaldruck berechnet, bei dem die maximale Applanation eingetreten ist. Die 12 Messwerte ermöglichen hierbei statistische Betrachtungen, die im Stand der Technik nur mit 3 Werten möglich sind. Der ermittelte Messwert des Labormusters wird im Folgenden in einen Augeninnendruck umgerechnet.

Kalibration des Labormusters

Die selektierten Messdaten werden jeweils über dem zugehörigen GAT-Wert aufgetragen und daraus eine lineare Regressionsgerade eingeführt (Abb. 9.5). Eine höhere Ordnung reduziert das Bestimmtheitsmaß R^2 der Ausgleichskurve nur unwesentlich. Zufälligerweise ergibt sich für beide Geräte eine Gerade mit näherungsweise identischer Steigung. Eine Umrechnung des Totaldrucks in einen Staudruck erfolgt durch Subtraktion des Offsets.

Auffällig in dem Diagramm in Abb. 9.5 ist, dass das Tisch-LAT einen hohen Linearitäts-

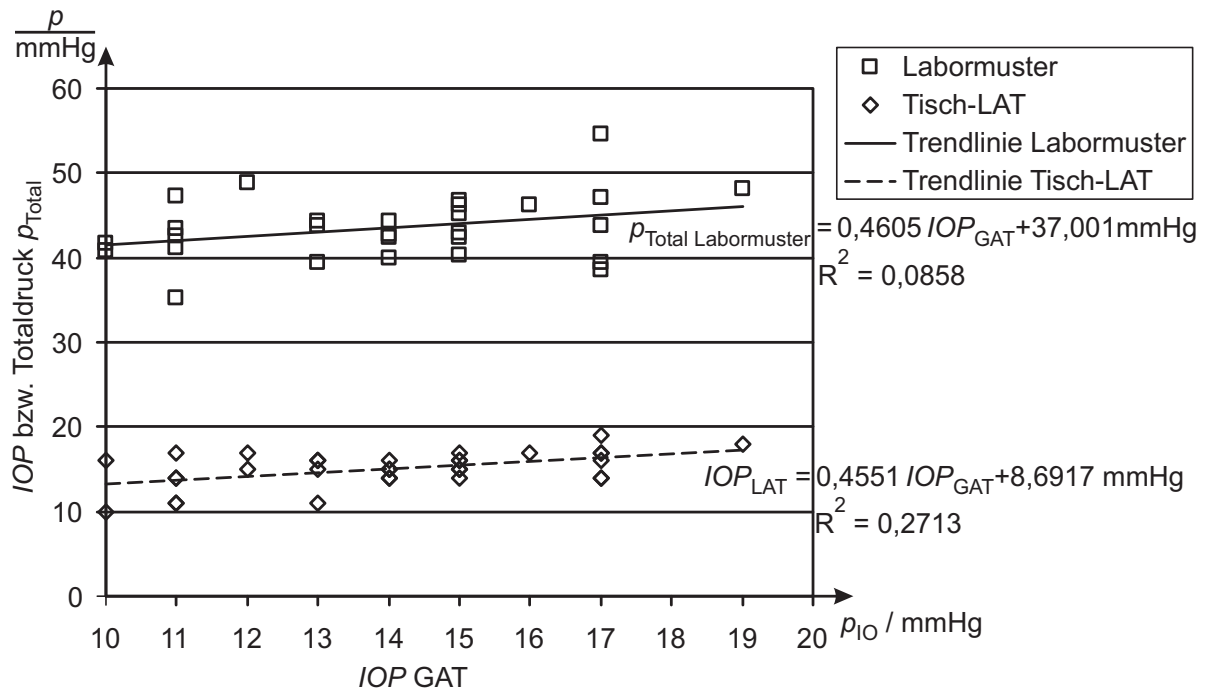


Abb. 9.5: Messdaten des Tisch-LAT und selektierte Daten des Labormusters (Mittelwert aller vier Kanäle).

Die Trendlinie stellt eine lineare Approximation dar.

fehler von 25,5 % aufweist. Des Weiteren auffällig ist die höhere Streuung der selektierten und gemittelten Werte des SLAT-Labormusters. Der Linearitätsfehler und die Streuung der Messwerte sind über die Kalibration zueinander antiproportional beeinflussbar. Unter Vorbehalt des sehr geringen Bestimmtheitsmasses der Ausgleichsgeraden zeigen die aufgenommenen Messwerte, dass der Gegendruck des Auges bei unterschiedlichen IOPs im Wesentlichen konstant ist. Nur der Anteil des IOP scheint sich näherungsweise linear zu ändern.

Anzumerken ist zusätzlich die geringe Steigung der Ausgleichsgeraden kleiner als eins. Dadurch fallen niedrige Messwerte zu hoch aus, hohe Messwerte zu niedrig. Aus medizinischer Sicht wäre das umgekehrte Verhalten sinnvoll, um trotz des hohen Linearitätsfehlers eine Unterbewertung hoher Drücke auszuschließen. Für ein Selbsttonometer, mit dem ein Verlauf des IOP gemessen werden soll, ist ein hoher Linearitätsfehler unter den o.g. Bedingungen akzeptabel. Zur Vergleichbarkeit der Streuung des Labormusters mit dem Stand der Technik wird ein näherungsweise identischer Linearitätsfehler bei der Kalibration zugelassen.

Der gegenüber der Messgröße um den Faktor 3 größere Druck der Luftströmung zeigt, dass die in Kapitel 4 zitierten Verformungskräfte der Hornhaut mit 30 % des Totaldrucks noch deutlich zu niedrig liegen. Die Messdaten zeigen ein Verhältnis der Reaktionskräfte der HH von $\frac{2}{3}$ Verformungskraft und $\frac{1}{3}$ Messgröße.

Vergleich der einzelnen Sensoren

Der zeitliche Versatz der in Abb. 9.4 gezeigten Minima ist weitgehend reproduzierbar. Diese systematische Abweichung deutet auf eine nicht ideale Kalibrierung des Sensorsystems hin. Eine separate Kalibration jedes einzelnen Messkanals minimiert diesen systematischen Fehler. Nach Umrechnen des Totaldrucks in einen IOP erfolgt auch eine Vernachlässigung von Werten, die mehr als 5 mmHg vom Mittelwert aller vier Sensoren abweichen. Es verbleibt ein teilweise beträchtlicher zufälliger Fehler (Abb. 9.6).

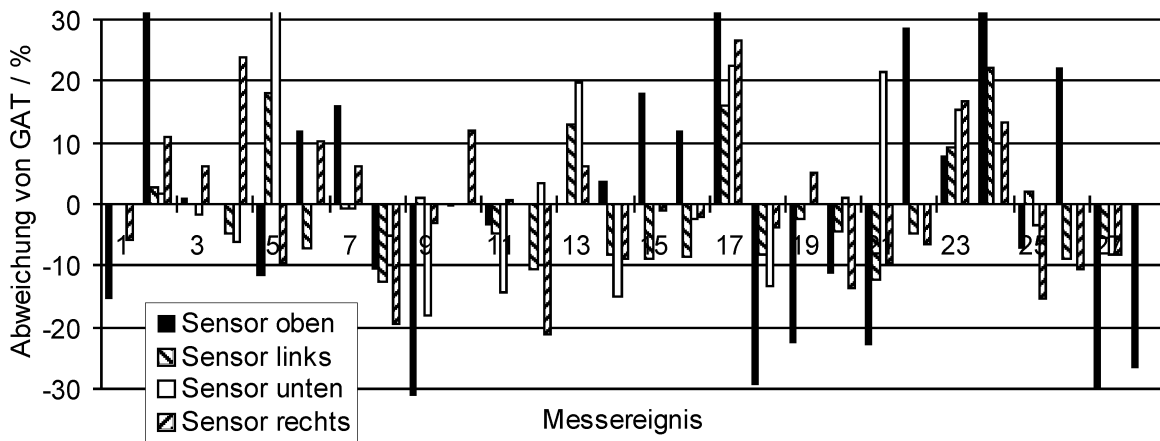


Abb. 9.6: Relative Abweichung aller vier Kanäle für alle Messereignisse.

Im Idealfall einer absolut redundanten Information aller vier Kanäle wäre die Abweichung aller vier Sensoren identisch. Bei Vergleich der einzelnen Sensoren fällt auf, dass der obere und untere deutlich höhere Abweichungen aufweisen als der linke und rechte Sensor. Dieser Sachverhalt hängt von zwei Aspekten ab:

1. **Kalibration des optischen Sensorsystems** hinsichtlich der Strahlstärkeverteilungskurve der LED, der Ausrichtung der LED, der optischen Beschaffenheit der Düse, der Empfindlichkeit der Fotodioden und dem Abgleich der Verstärkungsfaktoren.
2. **Störeinflüsse aus der Umgebung:** Der obere und untere Sensor, kann durch Augenwipern und evtl. auch durch das obere Augenlid gestört werden. Die Hochgeschwindigkeitsaufnahmen bestätigen diese Annahmen. Auf diesen ist teilweise ein Abknicken der Wimpern schon vor der maximalen Applanation zu erkennen. Da kein alternierender Wechsel beim linken und rechten Sensor erkennbar ist, scheint das Nasenbein oder die Außenseite des Auges keine wesentliche Beeinflussung zu erzeugen.

Unter Vernachlässigung des oberen und unteren Sensors ist die Streuung der Ergebnisse am geringsten. Zwecks Vergleich zum Stand der Technik erfolgt eine ganzzahlige Rundung des jeweiligen Ergebnisses. Die Bestimmung der Messunsicherheiten des SLAT und des Tisch-LAT erfolgt in den folgenden Abschnitten.

9.2.4 Messunsicherheit des SLAT

Die Messkette des SLAT weist die in Abb. 9.7 gezeigte Struktur auf.

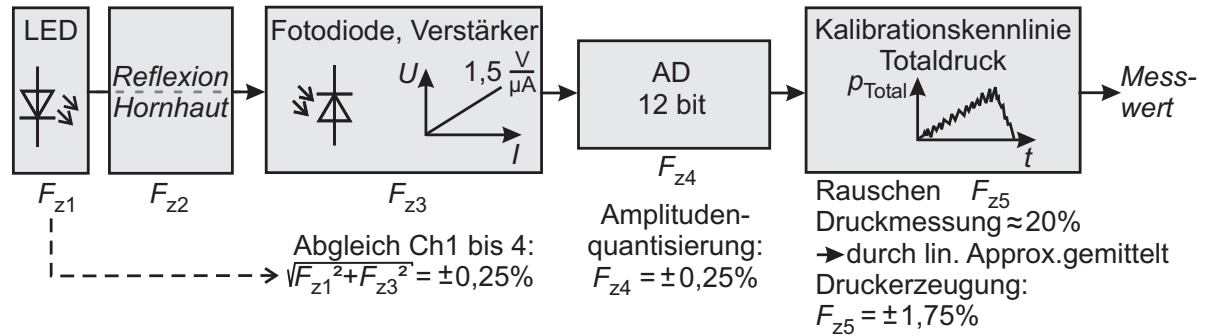


Abb. 9.7: Messkette des SLAT mit den zufälligen Fehlern $F_{z,i}$.

Die Auflösung des Systems aus sendender LED und empfangenden Fotodioden wird nach Abgleich der Verstärkungsfaktoren aller vier Kanäle durch ein Rauschen mit ca. 25 mV pp begrenzt. Mit dem in Abschnitt 6.3.2 beschriebenen Verfahren zur Kalibration kann die mechanische Positionstoleranz der Kalibrationskugel von ca. $\pm 2,5\%$ umgangen werden. Ein evtl. verbleibender Versatz zwischen optischer Achse der Kalibrationskugel und Messachse nach dem Verstärkerabgleich wird vernachlässigt, da er mit dem vorgestellten Verfahren deutlich kleiner 0,05 mm ist. Die quadratische Summe von u_1 und u_3 beträgt $\pm 0,25\%$. Diese Anteile sind vernachlässigbar gegenüber der Unsicherheit des Reflexionsverhaltens der Hornhaut. Diese wird zum einen durch eine nicht ideale Positionierung, zum anderen durch nicht ideal rotationssymmetrische Verformungen der Hornhaut verursacht. Eine theoretische Abschätzung ausschließlich der Messunsicherheit u_2 des Reflexionsverhaltens ist nicht möglich.

Die AD-Wandlung der Sensorsignale ist mit einer Messunsicherheit $\pm 0,25\%$ als gering anzusehen. Die Reproduzierbarkeit der Druckerzeugung weist einen zufälligen Fehler von $\pm 1,75\%$ auf.

Nach GUM [61] ergibt sich die Messunsicherheit $F_{z,ges}$ der Messkette aus der quadratischen Addition der Einzelunsicherheiten Gl. (9.1):

$$F_{z,ges} = \sqrt{\sum_i F_{z,i}^2} = 3,6\% \quad (\text{ohne } F_{z,2}) \quad (9.1)$$

Die Aussagekraft dieser Messunsicherheit ist jedoch stark begrenzt, da sie nicht die zufälligen Fehler der optischen Reflexionen an der Hornhaut berücksichtigt. Aus den Probandenmessungen lässt sich die Messunsicherheit für die gesamte Messkette des SLAT zu 16 % bestimmen, bei einem max. Linearitätsfehler von 25 %. Das Tisch-LAT weist eine Messunsicherheit von 20 % bei einem max. Linearitätsfehler von 25,3 % auf, bezogen auf das GAT. Zur Bewertung

des GAT fehlt eine invasive Vergleichsmessung, die den IOP als Primär- und nicht als Sekundärgröße erfasst.

9.3 Einordnung des Labormusters in den Stand der Technik

9.3.1 Vergleich der Messwerte

In der Medizin ist die Darstellung der Messergebnisse in Form eines Bland-Altman-Plots üblich, der die absolute Abweichung gegenüber GAT zeigt (Abb. 9.8). Dieses Diagramm lässt eine leichte Beurteilung des Linearitätsfehlers des Messverfahrens und der Einhaltung der DIN 8612 zu. Die Standardabweichungen der durchgeführten Messreihe sind in Tabelle 9.3 aufgeführt. Die von der DIN 8612 (Ophthalmische Geräte) geforderte Messunsicherheit kleiner ± 5 mmHg für 95,4% aller Werte kann mit dem Labormuster bei beiden Probandenmessreihen vollständig eingehalten werden. Die maximale absolute Abweichung für das SLAT beträgt 5,0 mmHg, für das Tisch-LAT 6,0 mmHg. Anzumerken ist die fehlende Abstandsregelung des SLAT bei der Aufnahme der Messwerte. Mit einer funktionsfähigen Abstandsregelung ist eine weitere Minimierung der Streuung zu erwarten.

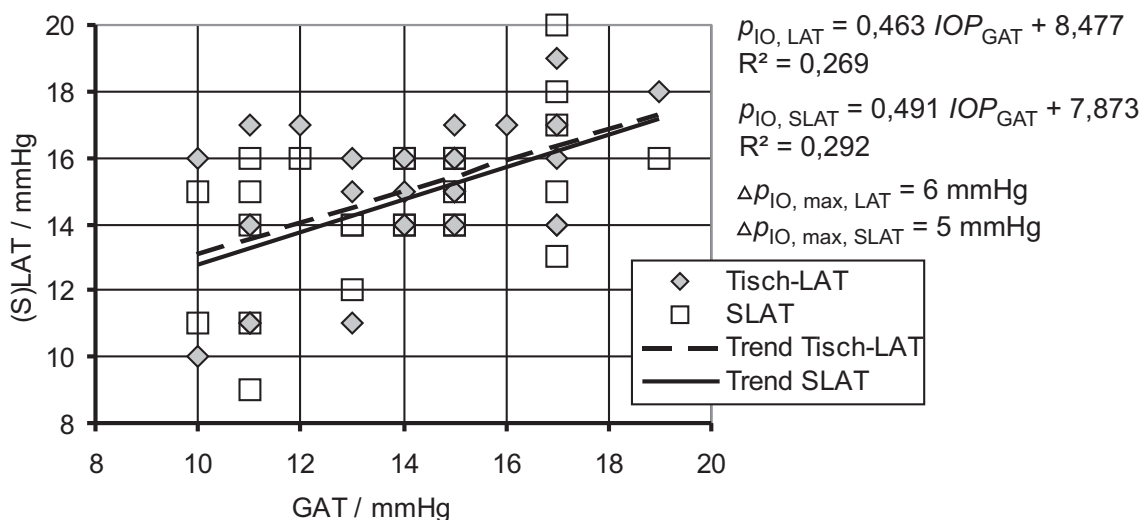


Abb. 9.8: Bland-Altman-Plot der vorgestellten Messergebnisse des SLAT-Labormusters und des Tisch-LAT.

Ein sortierter Vergleich der Messunsicherheit des Tisch-LATs und des Labormusters ist in Abb. 9.9 aufgetragen. Gegenüber dem Tisch-LAT zeigt das SLAT eine etwas niedrigere Streuung. Es ist davon auszugehen, dass mit einer funktionsfähigen Abstandsregelung die Streuung der SLAT-Werte weiter sinkt und damit ein deutlicher Vorsprung zum Stand der Technik erzielt wird. Die weitgehend identischen Vorzeichen der Messunsicherheit verdeutlichen verfahrens-

Tabelle 9.3: Statistische Kenndaten der Messreihe mit Labormuster, Tisch-LAT und GAT, ergänzt durch die Werte aus Tab. 3.1

| <i>Gerät</i> | <i>Anzahl der Augen</i> | $\overline{IOP}_{LAT} - \overline{IOP}_{GAT}$ /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{LAT} /mmHg | <i>Std.Abw.</i> σ_{GAT} /mmHg | <i>Quelle</i> |
|-------------------------------|---------------------------------|--|--|--|---------------|
| Labormuster SLAT (Bj. 2007) | 28 | +0,7 | 2,2 | 2,4 | WEBER |
| Topcon CT-80 (Bj. ca. 2001) | 28 | +1 | 2,2 | 2,4 | WEBER |
| Nidek NT-2000 (Bj. ca. 1996) | 21 | -1,9 | 2,4 | 2,3 | [102] |
| Nidek NT-4000 (Bj. ca. 2005) | 21 | +0,1 | 2,6 | 2,3 | [102] |
| Reichert AT550 (Bj. ca. 2002) | 35 | +0,12 | 2,08 | 2,2 | [76] |
| Topcon CT-80 (Bj. ca. 2001) | 60 | -0,2 | 2,94 | 2,74 | [143] |
| Canon TX-10 (Bj. ca. 2002) | 649 | +0,2 | 2,7 | 2,9 | [156] |

bedingte Abweichungen oder einen Messfehler der GAT-Referenz. Der Verdacht bestätigt sich auf Grund der Häufung der GAT-Werte von 17 mmHg, wie in Abb. 9.8 ersichtlich.

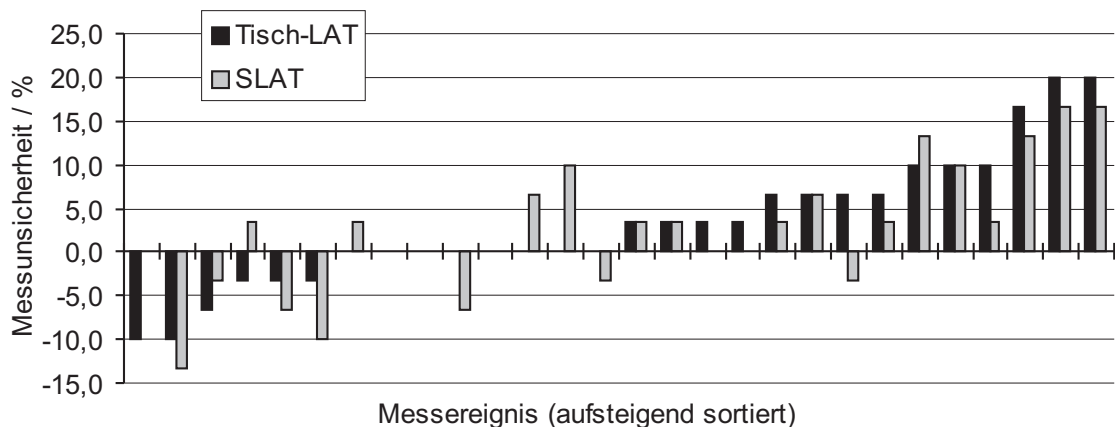


Abb. 9.9: Messunsicherheit des Tisch-LAT Topcon CT-80 und des Labormusters im Vergleich. Aufsteigend nach dem Tisch-LAT sortiert.

9.3.2 Einfluss von Hornhautverkrümmungen

Das verwendete Messsystem funktioniert optimal bei rotationssymmetrischer Hornhautgeometrie. Treten Asymmetrien durch eine Hornhautverkrümmung (Astigmatismus) auf, so beeinflusst dies die Positions- und Applanationserfassung. Bei einem Probanden lag eine starke Hornhautverkrümmung von $-1,75 \text{ dpt}/62^\circ$ vor. Die relative Messabweichung liegt mit ca. 13,3 % bei den höchsten Werten, jedoch niedriger als die des Tisch-LATs mit 16,7 %.

Die Ursache der unterschiedlichen Messunsicherheit kann nur vermutet werden, da technische Daten der Tisch-LAT aus dem Stand der Technik nicht veröffentlicht werden. Aktuelle Tisch-LAT nutzen eine Kamera, um dem Benutzer das Auge des Patienten anzuzeigen. Diese scheint auch zur Positionsmessung des Auges genutzt zu werden. Der Anhaltspunkt ist vermutlich die Iris. Diese sitzt jedoch nicht immer zentral [56] und insbesondere bei einem irregulärem Astigmatismus nicht unter dem Scheitelpunkt der HH. Das neuartige Konzept der Positionierung und Applanationserfassung bietet einen deutlichen Vorteil des Labormusters gegenüber dem Stand der Technik, insbesondere bei nicht-rotationsymmetrisch geformten Hornhäuten.

9.3.3 Probandenbefragung und Erkenntnisse

Zusätzlich zu den Messwerten wurde jeder Proband zur Messung befragt. Exemplarisch ist an dieser Stelle das Ergebnis zum Empfinden aufgeführt. Weitere Fragen und Antworten sind im Anhang Teil G.3 gezeigt.

Wie empfanden Sie die Messungen im Vergleich?

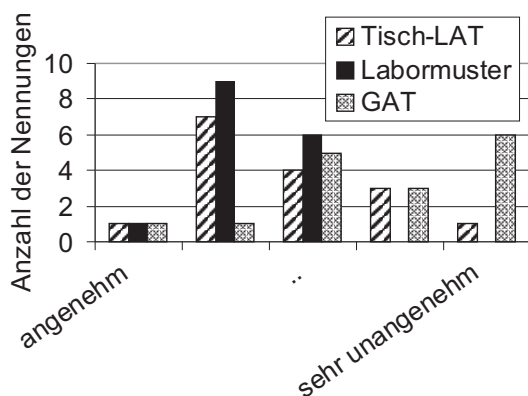


Abb. 9.10: Befragungsergebnis zum Empfinden während der drei Messungen mit LAT, SLAT, GAT

Häufige Aussage zum Tisch-LAT und Labormuster waren vor allem der psychologische Schreck durch den Luftstrahl, weniger das Gefühl des Druckluftstrahls. Sehr interessant ist das positive Empfinden des Druckluftstrahles des Labormusters mit linear ansteigendem Staudruck gegenüber einem leicht exponentiell ansteigenden Staudruck des Tisch-LAT. Dies bestätigt den Eindruck, dass das Empfinden des Druckluftstoßes einzig vom maximalen Staudruck abhängt, nicht jedoch von der Charakteristik des Druckanstiegs (linear oder exponentiell). Einen Einfluss kann die Reihenfolge LAT, Labormuster, GAT besitzen.

Dadurch konnte der Proband beim Labormuster schon das Gefühl des Druckluftstrahls erfahren, was die Bewertung evtl. etwas positiver beeinflusste. Bei der GAT wird immer wieder das Tränen und Brennen der Augen durch das Anästhetikum kritisiert.

9.4 Diskussion der Ergebnisse

Grundsätzlich ist bei der Diskussion der Messabweichungen und der Messunsicherheit zu bedenken, dass das Referenzmessverfahren (GAT) sowohl systematisch als auch zufällig deutlich fehlerbehaftet ist. Bereits durch die Schwankung der Hornhautdicke sind systematische Abweichungen des gemessenen IOP von bis zu 10 % möglich. Die in der Literatur bekannte Korrektur durch die Dresdner Tabelle wurde auf Grund des Zeit- und Kostenaufwandes einer Hornhautdickenmessung nicht angewendet. Dies ist insofern akzeptabel, da die Bewertung der Messunsicherheit durch den Vergleich zum Stand der Technik erfolgt. Eine Messabweichung des GAT als Referenzwert wirkt sich bei der linearen Approximation gleichermaßen auf das Tisch-LAT wie auch auf das Labormuster aus. Aus dem Verlauf der Messreihe ersichtlich ist auch ein zufälliger Anwendungsfehler des GAT. Die Aussage zum absoluten Messfehler ist aus messtechnischer Sicht fragwürdig, jedoch im Bereich der Ophthalmologie in dieser Form üblich.

Das Auftreten der Sensor-Minima zu verschiedenen Zeitpunkten ist auch unter Vernachlässigung der Messwerte des oberen und unteren Sensors auffällig, trotz teils sehr guter Positionierung. Theoretisch sollten diese Minima zur gleichen Zeit eintreten. Ein Versatz deutet auf geometrische Asymmetrien der Hornhaut hin, die entstehen, wenn die Verformung der Hornhaut nicht rotationssymmetrisch zur Messachse erfolgt. Zusätzlich können beim oberen und unteren Sensor Reflexionen sowohl an Wimpern und/oder im ungünstigsten Fall auch am Augenlid entstehen. Für die Positionserfassung kann sich eine ähnliche Beeinflussung ergeben, jedoch tritt hier keine Verformung der Wimpern oder des Augenlids ein. Die Wimpern können je nach Anatomie durch den Luftstrahl sowohl nach oben als auch nach unten gebogen werden. Die deutlich reduzierte Messunsicherheit bei Vernachlässigung des oberen und unteren Sensors legt die Vermutung nahe, dass die Positionserfassung deutlich unempfindlicher auf Störungen reagiert als die Applanationserfassung. Auch wenn es sich hierbei um das gleiche Sensorsystem handelt, so liegt dies in der geometrischen Optik begründet.

Für den zeitlichen Versatz der drei übrigen Sensorsignal-Minima kann es drei wesentliche Ursachen geben:

1. Die Positionierung oder die Kalibrierung der Messachse ist nicht ideal senkrecht oder die Position des Auges hat sich zwischen der Positionierung und Druckbeaufschlagung durch eine Augenbewegung verändert.
2. Ein Astigmatismus der Hornhaut liegt vor.
3. Die mechanische Anisotropie der Hornhaut besitzt auf die Verformung einen messbaren Einfluss.

Alle drei Varianten sind denkbare Ursachen, wobei zu ersterer sicherlich noch die Situation des Probanden berücksichtigt werden muss. Der Proband muss das Handheld mit seinen drei Stützstellen an den Kopf heranzuführen, anlegen und sich gleichzeitig auf das Positionslicht in

der Düse konzentrieren. Bei guter Sichtbarkeit muss er mit dem Daumen die Starttaste zum Auslösen der Messung betätigen, was alles zusammen eine deutliche Konzentration erfordert. Es lässt sich feststellen, dass man die Fixationen des Auges, also die Zeit, die das Auge an einem Punkt verharret, in einer informationsarmen Umgebung mit bewusster Konzentration auf einen Punkt deutlich verlängern kann [21]. Dies fällt schwerer, wenn noch zwei weitere Aufgaben (Positionieren und Taster drücken) eingefordert werden. Dadurch dürften größere Sakkaden provoziert werden, was sich in dem Vergleich der Augenpositionen unmittelbar vor der Druckluftbeaufschlagung aus der ersten tischgestützten und der zweiten handgehaltenen Messreihe bestätigt. Unterstützt wird die These des „hohen“ Anspruchs an die Probanden für diesen Vorgang durch Äußerungen der Probanden, die über einen Lerneffekt über die jeweils 6 Messungen hinweg berichteten. Für ein kommerzielles Selbsttonometer ist dieser Aspekt der motorischen Anforderungen für die Zielgruppe von Personen ab 40 Jahren, v.a. mit zunehmendem Alter, nicht zu vernachlässigen.

Zusätzlich kann der zufällige Fehler auch durch den Verzicht auf Linsen im optischen Sensorsystem erhöht sein. Unter Verwendung von fokussierenden Linsen wird ein größerer Raumwinkel auf die Sensoren abgebildet, so dass die Positionstoleranz steigt. Zur Kostenreduktion erscheint der Verzicht auf Linsen aber nach wie vor sinnvoll.

Das handgehaltene Labormuster mit dem neuartigen Sensorsystem kann mit einem statistischen Minimum von 28 Ereignissen seine Leistungsfähigkeit demonstrieren, sogar ohne aktive Abstandsregelung. Auch wenn die vier Messkanäle bei keiner Messung ein redundantes Ergebnis liefern, so zeigen die Vergleichsmessungen, dass der gewählte, einfache Algorithmus eine gute Mittelung ermöglicht. Eine Abstandsmessung, die unabhängig vom Reflexionsfaktor des Tränenfilms arbeitet, ist zu implementieren. Hiermit sollte sich die Messunsicherheit weiter reduzieren lassen.

Es stellt sich die Frage, ob das Verfahren des LAT grundsätzlich eine mit GAT vergleichbare Streuung aufweisen kann. Beim GAT wird die Eigensteifigkeit der Hornhaut durch die Adhäsionkräfte kompensiert. Dem Druck des Messstempels wirkt näherungsweise also nur die Messgröße entgegen. Beim LAT wird der Großteil der zugeführten Energie in die Verformung der Hornhaut überführt; näherungsweise unabhängig von der Messgröße. Der IOP wirkt als Messgröße nur ca. zu einem Drittel dieser Energie entgegen. Das Verhältnis aus gemessenem Druck und erzeugtem Druck ist beim LAT damit gravierend geringer als beim GAT. Eine verfahrensbedingt höhere Streuung wird beim LAT damit stets vorliegen.

10 Möglichkeiten und Grenzen eines Augenphantoms als Messobjekt

Sowohl zur Entwicklung wie auch zur Fertigung eines SLAT besteht Bedarf an einem Augenphantom für Testmessungen, wenn möglich sogar zu Kalibrationszwecken, als Ersatz des menschlichen Auges. In Kapitel 2 und 4 wurde bereits der komplexe mechanische Aufbau des Auges diskutiert. Voraussetzung für eine technische Nachbildung des Auges ist die Kenntnis der anzustrebenden Materialparameter. Grundsätzlich ist kein universelles Augenphantom anzustreben, sondern eine Nachbildung der LAT relevanten Eigenschaften. Die große Streuung und die unterschiedlichen Versuchsbedingungen der messtechnischen Charakterisierungen des Auges erschweren die Entwicklung eines Phantoms extrem. Daher sind zunächst alternative Lösungen mit realen Augen zu prüfen.

Menschliche oder tierische Augen post mortem zur Vermessung der Eigenschaften oder zu tonometrischen Anwendungen sind nur mit einem sehr hohen Aufwand hinsichtlich Herkunft, Entquellung der HH und Aufhängung nutzbar. Eigene Erfahrungen zeigen, dass über einen Schlachthof bezogene tierische Augen i.d.R. abgebrüht sind, da die Tiere auf Grund gesetzlicher Anforderungen der Lebensmittelhygiene vor dem Zerlegen mit Wasserdampf gereinigt werden müssen. Diese Behandlung führt zu einer deutlich reduzierten Rigidität der Hornhaut und einer Eintrübung des HH-Epithels. Ein konventionell bezogenes Schweineauge stellt daher zwar ein mit geringem Aufwand zu beschaffendes Messobjekt dar, die Eigenschaften werden aber nur noch geringen Anforderungen gerecht.

Weitere eigene Untersuchungen mit menschlichen Augen post mortem in situ, also nach dem Tod im Schädel verbleibend, wurden in der forensischen Abteilung der Universitätsklinik Frankfurt durchgeführt [105]. Es zeigt sich, dass Augen nach dem Todeszeitpunkt schnell ihre physiologischen Eigenschaften verlieren. Daher wurden nur Augen ausgewählt, deren post-mortem Intervall kleiner 18 h war. Als Anhaltspunkt dient das Transplantationsintervall von Hornhäuten von bis zu 36 h post mortem. Neben der in Abschnitt 4.2.1 bereits beschriebenen reduzierten Steifigkeit in Folge der Quellung der Hornhaut sinkt der IOP innerhalb weniger Stunden schnell auf wenige mmHg ab. Die Quellung der HH kann mit einer 15 %-igen Dextran-Lösung kompensiert werden [186]. Der Augeninnendruck muss durch die Injektion auf einen physiologischen Wert angehoben und vorzugsweise kontinuierlich kontrolliert werden. Bereits der logistische und organisatorische Aufwand ist erheblich. Des weiteren stellen organische Augen, sowohl innerhalb als auch außerhalb ihres Ursprungs (ex situ), auf Grund der fehlenden Langzeitstabilität keine zu favorisierende Lösung für Testmessungen dar. Als Fazit ist eine technische Nachbildung des menschlichen Auges anzustreben.

Technische Nachbildungen des Auges können die Realität nur hinsichtlich bekannter Parameter abbilden. Die Übersicht des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens der HH in Tabelle 4.6 zeigt große Abweichungen der Messdaten von bis zu zwei Größenordnungen für eine der charakteristischsten mechanischen Eigenschaften des Auges. Unterschiedliche Gewebeparameter werden diese Streuung nur teilweise verursachen. Vielmehr sind die Messbedingungen und die verwendete Messtechnik für diese sehr anspruchsvolle Bestimmung der Gewebeparameter zu hinterfragen.

Ein technisches Augenphantom kann also die Kalibration eines Luft-Appplanationstonometers an lebenden Augen mehrerer, verschiedener Menschen nicht ersetzen. Dieses Fazit ist nach dem Stand der Technik [30, 149], der Betrachtung der mechanischen Eigenschaften in Kapitel 4 und nach eigenen Erfahrungen mit der im Folgenden beschriebenen Entwicklung eines technischen Augenphantoms zu ziehen [105, 135]. Im Wesentlichen sind drei Ursachen zu nennen:

1. Der komplexe mechanische Aufbau der Hornhaut.
2. Die räumlich und zeitlich nicht konstante mechanische Energie des Druckluftstrahls, die höhere Anforderungen an ein Phantom stellt als ein formschlüssiger GAT-Stempel.
3. Die anatomischen Unterschiede der Hornhaut des Auges von Mensch zu Mensch.

Trotzdem ist ein Augenphantom, das die für die LAT-Messung relevanten Eigenschaften zumindest näherungsweise abbildet, notwendig, um z.B. bei einer Serienfertigung Funktionstests durchführen zu können. Diskretisierte Ansätze, die nur einen Teil der Augeninnendruckmessung abbilden, wie z.B. das TransfERNormal der PTB (Anhang Teil B.2) für die messtechnische Kontrolle von LATs, sind nicht anzustreben.

Bisherige Ansätze, wie z.B. in [149] und LAT-Hersteller, nutzen Silikonkalotten verschiedener Dicken, die jeweils einen Wert eines Augeninnendrucks darstellen. Die Kalotten werden in einem formgebenden Verfahren gegossen. Die vordere und hintere Gussform der Kalotte müssen mit einer Positionstoleranz kleiner $50\text{ }\mu\text{m}$ zueinander ausgerichtet werden, um wenigstens annähernd die gewünschte Dicke von ca. $560\text{ }\mu\text{m}$ zu gewährleisten. Zusätzlich sollte die Oberflächenbeschaffenheit den optischen Reflexionseigenschaften des Tränenfilms ähnlich sein. Dies erfordert eine Oberflächenrauigkeit im Bereich weniger Mikrometer. PLAGWITZ [149] widmet sich ausgiebig der Auswahl additionsvernetzender Silikone und verschiedener Kalottendicken von $0,15\text{ mm}$ bis $0,3\text{ mm}$, führt aber keine Vergleichsmessungen in vivo durch. Er kommt zu dem Schluss, dass eine augenidentische Realisierung eines universellen Phantoms nicht möglich ist.

Der Vorteil von Silikonkalotten liegt in der hohen Langzeitstabilität und der einfachen Handhabung. Nachteilig ist, dass eine Kalotte jeweils nur einen diskreten Messwert repräsentiert. Daher wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein Ansatz gewählt, bei dem die mechanischen Eigenschaften variabel sind [135, 105]. Durch einen Aktor ist der Druck in einer Druckkammer variabel einstellbar, die Kalotte selbst wird nicht verändert.

10.1 Vereinfachtes Augenphantom mit variablen Eigenschaften

Mit den bereits begründeten, reduzierten Anforderungen an ein Augenphantom wird alternativ zu den bekannten Lösungen eine Variante mit deutlich vereinfachtem Fertigungsaufwand untersucht: konventionell erhältliche Folien, die zu einer Kalotte umgeformt werden [135]. Das nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Verhalten wird im physiologischen Arbeitspunkt von 15 mmHg linearisiert. Hinter der Folie wird in einer mit Wasser gefüllten, geregelten Druckkammer der gewünschte IOP aufgebaut.

Folien mit Dicken von 500 μm und einem E-Modul von ca. 5 MPa sind nicht erhältlich. Daher wird zur Nachbildung der HH eine Folie mit 50 μm Dicke und einem E-Modul von 45 MPa verwendet. Damit bleibt das Dehnungs-Verhalten nahezu identisch, auch wenn die Biegesteifigkeit deutlich reduziert ist. Die in Abschnitt 4.2 aufgezeigten Unsicherheiten lassen diesen Kompromiss jedoch als tolerierbar erscheinen. Die Dehnung der Folie bleibt mit bis zu 1 % im elastischen Bereich. Die verwendete Folie besteht aus einem Polyethylen mit 18 %igem Anteil einer Vinyl-Acetat-Kette und trägt daher die Bezeichnung EVA-18 (Fa. Horn&Bauer).

Die Folie wird in einem Träger (Abb. 10.1) ohne Vordehnung eingespannt. Seitlich der zylindrischen Einspannung entstehen zwangsläufig Falten. Ein O-Ring dichtet die Anordnung zwischen Umgebung und der Druckkammer ab. Innerhalb der Druckkammer befindet sich ein Drucksensor und ein Tauchspulantrieb, mit dem der Druck in der Kammer geregelt wird.

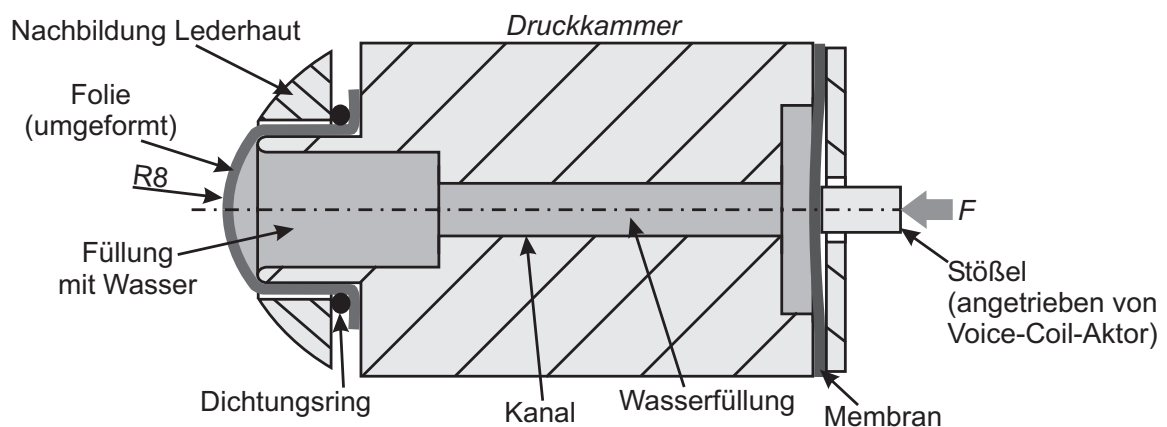


Abb. 10.1: Vereinfachtes Schnittbild des realisierten Augenphantoms.

Ein Umformen der planaren Folie zu einer sphärischen Form empfiehlt sich nach Auskunft des Folien-Herstellers knapp über dem Schmelzpunkt der Folie, in diesem Fall bei 86-89°C. Dazu wird die eingespannte Folie in entsprechend temperiertem Wasser erhitzt und unter leichtem Druck mit einem abgerundeten Nylon-Stößel zur Kalotte verformt. Das polare Nylon geht mit dem unpolaren Copolymer keine klebende Verbindung ein, so dass sich die Dehnung der Folie ausgleichend über der Oberfläche verteilt. Die Gesamtansicht des Augenphantoms ist in Abb. 10.2 dargestellt.



Abb. 10.2: Draufsicht (linkes Teilbild) und Vorderansicht des Augenphantoms (rechtes Teilbild).

10.1.1 Vergleich der mechanischen Impedanz eines menschlichen Auges und des Phantoms

Der Messvorgang der Luft-Appplanationstonometrie stellt eine dynamische Verformung des Auges dar. Eine Charakterisierung dieses mechanischen Verhaltens muss also dieser Frequenzabhängigkeit gerecht werden. Zur messtechnischen Charakterisierung des mechanischen Übertragungsverhaltens bietet sich die mechanische Impedanz \underline{Z} als der Quotient aus Kraft und Geschwindigkeit $|\underline{F}| |\underline{v}|^{-1}$ an. Messtechnisch wird bei harmonischer Anregung mit einer definierten Kraft die resultierende Geschwindigkeit gemessen. Die frequenzabhängige Darstellung der mechanischen Impedanz, z.B. als Bode-Diagramm, erlaubt eine leichte Identifikation der Charakteristika eines mechanischen Systems. Für Details der Beschreibung mechanischer Netzwerke sei auf [108] verwiesen.

Das Spektrum der LAT-Drucklufttrampe enthält im Wesentlichen Frequenzen bis max. 3 kHz (Abschnitt 6.3.1). Zur Bestimmung der mechanischen Impedanz des Augenphantoms und des menschlichen Auges ist daher eine Kraftquelle mit einer harmonischen Anregung bis mind. 3 kHz erforderlich. Hierzu eignen sich Tauchspulsysteme. Zur Messung der Kraft und der Geschwindigkeit dient ein Kraftsensor und ein Beschleunigungssensor. Durch Integration der Beschleunigung kann die Geschwindigkeit bestimmt werden. Der Aufbau des Impedanzmessplatzes der Fa. Brüel&Kjær ist in Abb. 10.3 dargestellt. Die Anregung erfolgt von 4 Hz bis 10 kHz.

Aus Sicherheitsgründen wird nicht an lebenden Augen gemessen. Nach Rücksprache mit Ärzten kann die Gefahr einer Netzhautablösung nicht ausgeschlossen werden. Auf Grund der möglichen Folgen einer Netzhautablösung wird auch nicht an Blinden gemessen. Statt dessen wurden Augen post mortem in situ in der forensischen Abteilung der Universitätsklinik

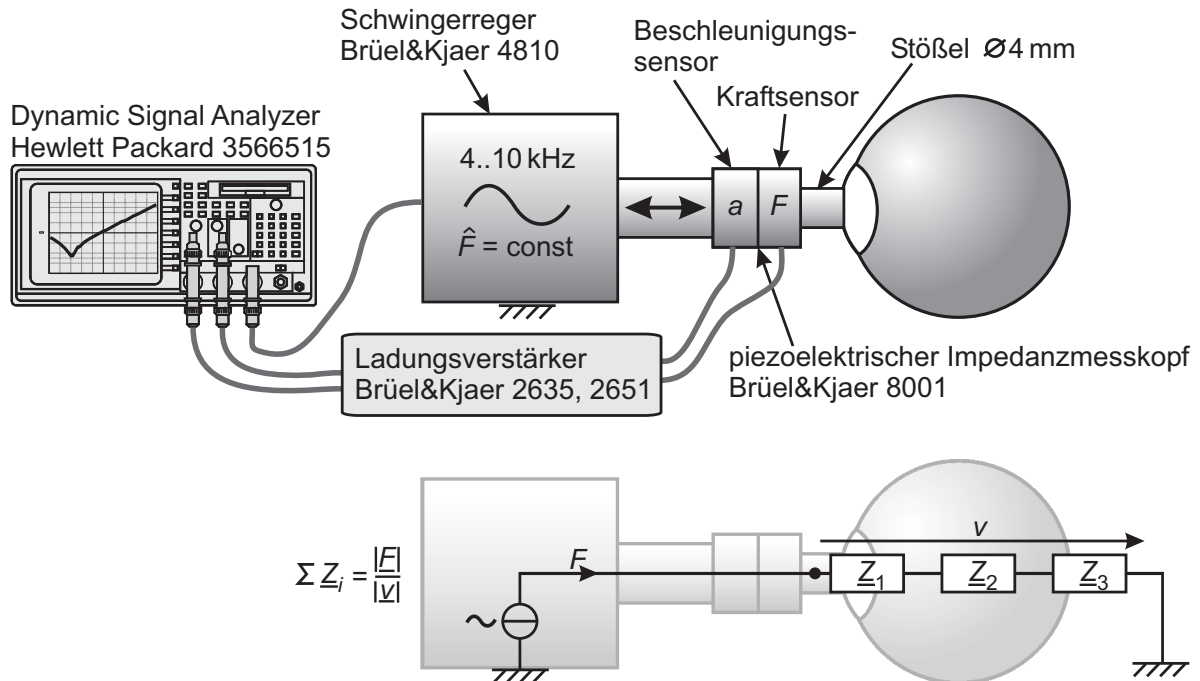


Abb. 10.3: Messaufbau zur Vermessung der mechanischen Impedanz eines menschlichen Auges post mortem in situ und des Augenphantoms.

Frankfurt vermessen [105]. Der Druck im Auge wird durch eine Injektion von Kochsalzlösung auf physiologische 15 mmHg angehoben und mit einem Schiötz-Tonometer (Anhang Teil B.7) kontrolliert. Der Effekt der Quellung der Hornhaut war zum Messzeitpunkt noch nicht bekannt und ist daher nicht berücksichtigt. Die Durchführung der Messungen gestaltete sich logistisch und technisch, insbesondere bzgl. der Ausrichtung der Komponenten, sehr aufwendig. Es wurde ein Vorschub des Messtempels von 250 µm eingestellt. Das Ergebnis der erfolgreichsten Messung ist in Abb. 10.4 dargestellt. Zusätzlich ist die gemessene mechanische Impedanz des Augenphantoms eingezeichnet. Das Bode-Diagramm zeigt ein typisch viskoelastisches Verhalten [43]. Die an der Volumenverschiebung beteiligten, akustischen Bauelemente, insbesondere der Kanal in der Druckkammer, wird mit Hilfe der Netzwerktheorie [190] so angepasst, dass das dynamische Verhalten zwischen Auge und Phantom ähnlich ist (Abb. 10.4). Eine weitere Anpassung durch Variation der Bauelemente ist möglich. Zuvor erfolgen Tests zum Nachweis der Reproduzierbarkeit. Eine Diskussion der Ergebnisse erfolgt in Abschnitt 10.2.

10.1.2 Reproduzierbarkeit von LAT-Messungen

Das Augenphantom zeigt bei Messreihen mit dem Tisch-LAT Topcon CT-10 das in Abb. 10.5 dargestellte Verhalten. Mit der linearen Ausgleichsgeraden als Sollwert ergibt sich ein zufälliger Fehler bis 17 %. Das Hystereseverhalten ist daher nicht nachweisbar.

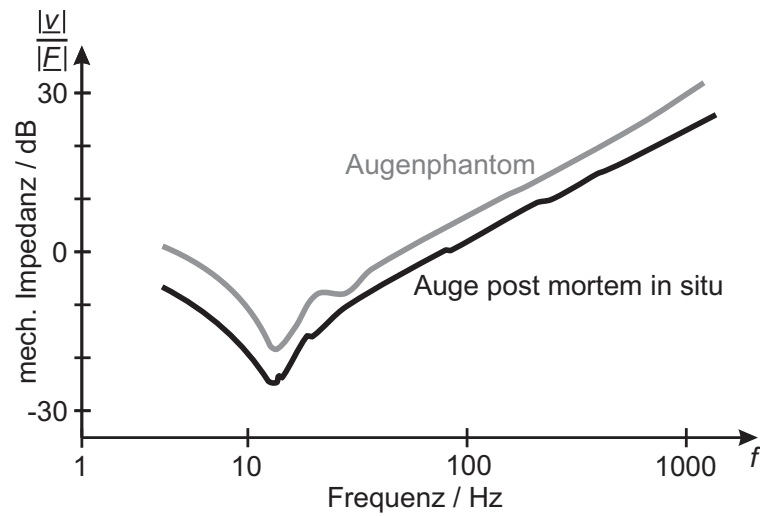


Abb. 10.4: Mechanische Impedanz eines menschlichen Auges post mortem in situ und des Augenphantoms.

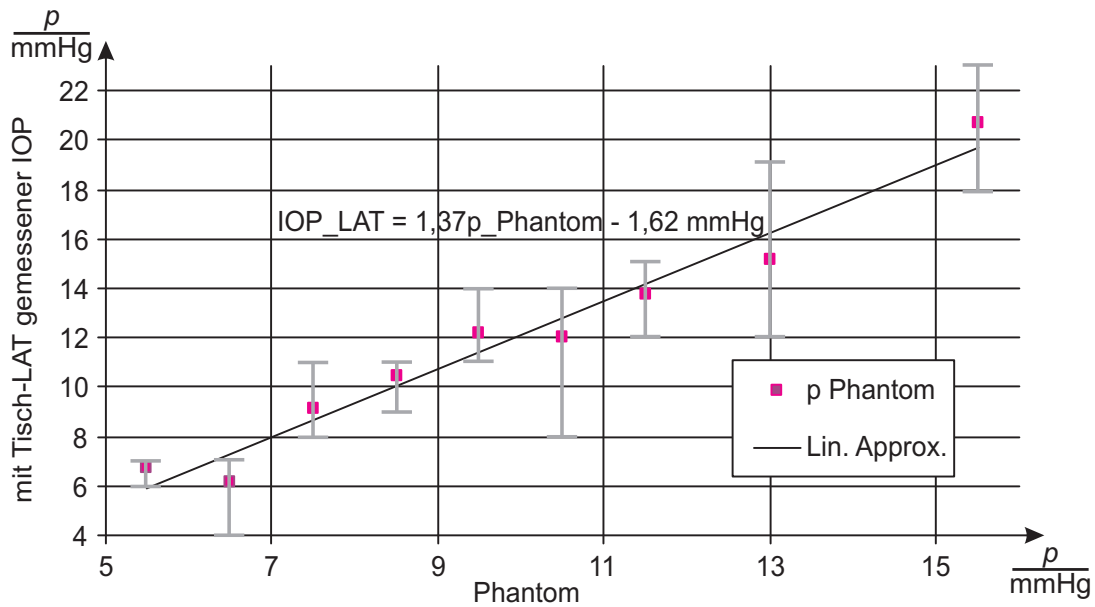


Abb. 10.5: Reproduzierbarkeit des Augenphantoms bei Vermessung mit dem Tisch-LAT Topcon CT-10.

Die geringe Reproduzierbarkeit ist auf ein undefiniertes Verformungsverhalten der Folie zurückzuführen. Auf Grund des Herstellungsprozesses der Polymer-Folie durch Extrusion ist von einer ausgeprägten Anisotropie auszugehen. Eine dickere Folie mit den geforderten mechanischen Eigenschaften kann mangels Verfügbarkeit nicht untersucht werden.

10.2 Fazit zur Realisierung des Augenphantoms

Das Ziel des beschriebenen Ansatzes zur Realisierung eines Augenphantoms war es, den aufwendigen Prozess der empirischen Optimierung von gegossenen Silikon-Kalotten mit einer Folie zu umgehen. Dies gelang nur mit einer geringen Reproduzierbarkeit bis 17 %, die den Nutzen der realisierten Variante auf Basis einer Polymer-Folie in Frage stellen. Die mechanische Impedanz eines Auges post mortem und des Augenphantoms in Abb. 10.4 zeigt eine gute Anpassung. Jedoch muss im Nachhinein in Frage gestellt werden, ob bei der Vermessung mit einer Sinus-Anregung von 4 Hz bis 10 kHz über knapp 2 Minuten tatsächlich die LAT-relevanten Eigenschaften gemessen wurden. Es ist nicht auszuschließen, dass die in Abschnitt 4.2.3 beschriebenen viskoelastischen Eigenschaften der Hornhaut oder insbesondere die des Glaskörpers ($\tau \approx 1$ s [106]) oder eine versteifte Augenaufhängung die Messung beeinflusst haben.

Des weiteren weist der vorgestellte Ansatz in mehrfacher Hinsicht einen erhöhten Wartungsbedarf auf:

1. Zur Kompensation von Luftdruckschwankungen ist ein Druckausgleich notwendig, aus dem die Wasserfüllung der Druckkammer nicht verdunsten kann.
2. Über mehrere Wochen zeigt sich ein Verlust der Wasserfüllung. Vermutlich ist die Abdichtung an der seitlichen Faltenbildung der Hornhaut-Folie ungenügend oder es tritt eine Diffusion durch die Folie auf.
3. Die beschriebene sphärische Umformung der Folie erfordert ein sehr vorsichtiges Vorgehen, um die Folie nicht inhomogen abzdünnen.

Da die Realisierung des Augenphantoms eine untergeordnete Priorität in dieser Arbeit besitzt, wird auf eine weitere Optimierung verzichtet. Auf Grund der beschriebenen, gegenwärtigen Nachteile sollte für Funktionstests eines LAT auf die Silikonkalotten aus dem Stand der Technik zurückgegriffen werden, auch wenn diese nur diskrete Werte repräsentieren.

11 Zusammenfassung und Ausblick

Die vorliegende Arbeit behandelt ausführlich die Messung des Augeninnendrucks mit dem Verfahren der Luft-Appplanationstonometrie. Ziel ist die Ausführung des Verfahrens mit einer minimalen Messunsicherheit in Form eines Tonometers, mit dem die Selbstmessung des Augeninnendrucks möglich ist. Im Einzelnen werden folgende Aspekte beschrieben:

Die Bedeutung der Augeninnendruckmessung für die Diagnose und Behandlung des Glaukoms (grüner Star) Ein Glaukom beschreibt eine Gruppe von Erkrankungen, die das Absterben der Nervenzellen des optischen Apparates im Auge gemeinsam haben. Auf Grund einer hochwertigen Fehlerkompensation des Messsystems Auge-Gehirn und weiterer Faktoren bemerkt der Betroffene den irreversiblen Schaden erst ab einem Verlust des Gesichtsfeldes von 40 bis 50 %. Unbehandelt führt ein Glaukom zur Erblindung. Die dadurch entstehenden Kosten betragen jährlich 150 Mio €. In Deutschland leben ca. 45 Mio Menschen mit der Gefahr, an einem Glaukom zu erkranken [50]. 800 000 sind bereits erkrankt. Die für diese Arbeit relevanten physiologischen Zusammenhänge des Auges werden vorgestellt.

Der größte Risikofaktor und einzige Frühindikator stellt ein erhöhter Augeninnendruck dar, der leicht medikamentös gesenkt werden kann. Neben weiteren Untersuchungen stellt die Messung des Augeninnendrucks (Tonometrie) daher eine der wichtigsten Diagnosen für das Glaukom dar. Auf Grund physiologisch bedingter Schwankungen des Augeninnendrucks ist die Aufnahme von Tagesdruckprofilen medizinisch sehr sinnvoll. Aus Kosten- und Aufwandsgründen kann diese tonometrische Verlaufsmessung gegenwärtig nicht in dem geforderten Maß durchgeführt werden.

Stand der Technik zur Tonometrie Das Referenzverfahren der Tonometrie stellt die GOLDMANN-Appplanationstonometrie dar. Mittels eines Stempels, den der Arzt auf das anästhesierte Auge aufsetzt, wird aus der Anpresskraft der Augeninnendruck bestimmt. Die mechanischen Zusammenhänge und Messfehler werden aufgezeigt und diskutiert.

Das zweite in der augenärztlichen Praxis etablierte Tonometrieverfahren stellt die Luft-Appplanationstonometrie (LAT) dar, die auch den Handelsnamen Non-Contact-Tonometer (NCT) trägt. Das durch einen Druckluftstrahl kontaktlos arbeitende Verfahren erfordert keine Anästhesie des Auges und darf daher auch von Laien angewendet werden. Nachteilig ist die gegenüber dem GOLDMANN-Tonometer deutlich erhöhte Messunsicherheit.

In einem umfangreichen Vergleich am Markt erhältlicher Tonometer, bekannter Forschungsprojekte und einer Abschätzung nutzbarer Effekte wird gezeigt, dass die Luft-App-

lanationstonometrie die besten Eigenschaften für den Entwurf und die Realisierung eines Selbsttonometers aufweist. Das Verfahren des LAT bietet jedoch noch genügend Anlass zur Reduzierung der Messunsicherheit und Potenzial zur Miniaturisierung, um eine laientaugliche Selbstanwendung zu ermöglichen. Auf Grund der Projektbegleitung durch einen Industriepartner ist die Möglichkeit einer wirtschaftlichen Verwertung der Ergebnisse zu berücksichtigen.

Aus medizinischer Sicht ist insbesondere der relative Verlauf des Augeninnendrucks von hoher Bedeutung, weniger eine absolute Messgenauigkeit. Das bedeutet, der Linearitätsfehler besitzt eine niedrigere Priorität als der zufällige Fehler. Aus eigenen Analysen, Erfahrungen und Befragungen sollte die Messabweichung max. 2 mmHg, also ca. 7 %, betragen. Aktuell beträgt die Messunsicherheit ca. 20 %.

Weitere interessante Ansätze aus dem Stand der Technik stellen kontaktlinsenbasierte Tonometrieverfahren dar. Die zahlreichen Untersuchungen aus den 90er Jahren könnten mit den aktuellen mikromechanischen Fertigungstechnologien zu neuartigen Ausführungen inspirieren. Neuere Diskussionen auf den augenärztlichen Fachkongressen setzen sich mit der geringen Bedeutung des absoluten Messwerts [53, 54, 172] auseinander. Wenn sich diese Anschauung in den nächsten Jahrzehnten weiter verbreitet, werden auch Messsysteme mit einem hohen systematischen aber geringen zufälligen Fehler, wie die kontaktlinsenbasierten Verfahren, eine zu prüfende Alternative darstellen. Die vorliegende Arbeit behandelt nur die Luft-Applanationstonometrie im Detail.

Analyse der Einflussgrößen auf die Luft-Applanationstonometrie und Abschätzung der Messunsicherheit Die hohe Streuung der Messwerte der Luft-Applanationstonometrie gibt Anlass zu einer ausführlichen Analyse dieses Verfahrens. Die am Auge auftretenden Effekte werden quantitativ abgeschätzt. Hierzu werden unter anderem hochaufgelöste Hochgeschwindigkeitsaufnahmen durchgeführt und mit tonometrischen Messsignalen korreliert. Ergebnis einer vereinfachten, orientierenden Abschätzung ist, dass der wesentliche systematische Einfluss in der individuellen Schwankung der Hornhautdicke liegt. Die Charakteristik des Druckluftstrahls hinsichtlich Rampendauer und nichtlinearer Charakteristik besitzt einen vernachlässigbaren Einfluss. Die zufälligen Einflüsse werden insbesondere durch eine nicht reproduzierbare Positionierung der Messeinheit vor dem Auge und Rotationsasymmetrien der Hornhaut verursacht. Insbesondere die Minimierung dieser zufälligen Fehler ist zur Gewährleistung einer hohen Reproduzierbarkeit der Messwerte des Selbsttonometers besonders wichtig. Diese Erkenntnisse dienen als Grundlage für den später beschriebenen Entwurf eines Selbst-Luft-Applanationstonometers.

Zur Verifikation der Abschätzungen werden die aus mechanischer Sicht zu modellierenden Eigenschaften der Hornhaut ausführlich diskutiert. Insbesondere der bislang in der Literatur vernachlässigte Aspekt der mechanischen Anisotropie der Hornhaut wird untersucht. Mit einem Ansatz aus der Laminattheorie wird gezeigt, dass die Hornhaut eine deutlich ausgeprägte Anisotropie aufweist. Insbesondere für große Deformationen, wie bei der Tonometrie üblich,

sollten die Einflüsse näher untersucht werden. Des weiteren fällt in der Literatur die große Streuung der gemessenen mechanischen Gewebeeigenschaften um bis zu zwei Größenordnungen auf. Daher sind im Rahmen der Arbeit Empfehlungen zu den Randbedingungen bei der Vermessung der Gewebeparameter des Auges aus medizinischer und mechanischer Sicht zusammengetragen. Grundsätzlich ist die Messung der Dehnungen im μm und sub- μm Bereich sehr anspruchsvoll und unterliegt einer Vielzahl von Einflüssen.

Es werden die Gewebeparameter mit den vertrauenswürdigsten Messbedingungen aus der Literatur ausgewählt und ein FEM-Modell der vorderen Augenkammer in ANSYS programmiert. Ein nichtlineares Spannungs-Dehnungs-Verhalten mit ortsabhängigen Parametern wird implementiert. Es zeigt sich ein deutlich zu steifes Verhalten des Modells. Neben der Unsicherheit der verwendeten Gewebeparameter wird als eine Hauptursache die fehlende Modellierung der hinteren Augenkammer angesehen. Diese nimmt bei einer sehr geringen Dehnung die tonometrisch bedingte Volumenverdrängung auf. Ohne eine Modellierung der hinteren Augenkammer muss die Volumenverschiebung ausschließlich durch die Dehnung der Hornhaut mit einer deutlich geringeren Oberfläche erfolgen. Ein entsprechend überarbeitetes FEM-Modell sollte validiert werden. Mit dieser Basis ist eine modellgestützte Formulierung der anatomischen Einflüsse auf die Messunsicherheit der Tonometrie möglich.

Auf Grund des Schwerpunkts der Arbeit zum Entwurf und der Realisierung eines Messsystems zur Selbsttonometrie können keine weiteren Untersuchungen durchgeführt werden. Eine Fortführung der Arbeiten ist aber in jedem Fall empfehlenswert, da vergleichbare Ergebnisse in der Literatur bislang fehlen.

Direkt gekoppeltes Sensor-Aktor-System für ein Selbst-Luft-Appplanationstonometer Bei der Luft-Appplanationstonometrie wird ein Druckluftstahl über eine Dauer von 6 ms auf das Auge gelenkt. Der am Auge aufgebaute Druck durch eine Staupunktströmung steigt mit der Zeit linear an und erzeugt eine zum Augeninnendruck charakteristische Appplanation der Hornhaut. Zur reproduzierbaren Durchführung der Messung muss die Messachse im Lot des Hornhautscheitels positioniert werden. Der gesamte Ablauf der Messung soll vollautomatisch erfolgen, um die Anforderungen an den Benutzer zu minimieren.

Zur Konzeption eines Selbst-Luft-Appplanationstonometers wird eine abstrakte Beschreibung in Form einer Funktionsstruktur aufgestellt. Hiermit kann auf systemischem Weg eine wichtige Erkenntnis gewonnen werden: zur Ausrichtung von Messeinheit und Auge muss nicht zwingend das Messsystem bewegt werden, sondern es muss eine Ausrichtung relativ zueinander erfolgen. Das heißt, auch die Beweglichkeit des Auges kann genutzt werden. Als Resultat der näheren Betrachtung zeigt sich, dass der effizienteste Ablauf in einer Kombination aus einer gezielten Bewegung des Auges durch ein anzupeilendes Objekt und einer Fein-Positionierung mittels eines Positioniersystems besteht. Dies ermöglicht die Begrenzung des Arbeitsraums auf $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$. Die aktive Feinpositionierung bietet eine wichtige Voraussetzung für eine hohe Reproduzierbarkeit.

Die Sensorik zur Erfassung der Position des Auges muss die Ausrichtung der Messachse senkrecht zur Hornhaut-Oberfläche detektieren. Die optischen Messprinzipien weisen hinsichtlich der Positionsauflösung und der Benutzerfreundlichkeit deutliche Vorteile auf. Der Vergleich einer Vielzahl von Ausführungsvarianten zeigt deutliche Vorteile wie hohe Positionsauflösung, geringer Bauraum, linsenlose Ausführung und minimale Anzahl an Teilen für die Variante eines diskret aufgebauten Quadrantensensors. Zusätzlich ermöglicht diese Variante auch die Erfassung der maximalen Applanation, was den Fertigungsaufwand weiter minimiert. Die Dimensionierung des Öffnungshalbwinkels der LED wird zu 3° ausgelegt, in Kombination mit einer strömungstechnisch notwendigen Länge der Düse von 30 mm. In einer Ray-Tracing Simulation mit ASAP stellt dies den besten Kompromiss dar zwischen Reflexionen innerhalb der Düse und einer GAUSSförmigen Strahlstärkeverteilung, die aus der Düse austritt. Die Position der Fotodioden wird zu Gunsten einer maximal empfindlichen Applanationserfassung und einer hohen Positionsauflösung nahe der Düsenachse so ausgelegt, dass ein einfacher Algorithmus zur Positionsauswertung angewendet werden kann. Entscheidender Aspekt bei der Realisierung des Sensorsystems unter Verwendung von standardisierten Bauteilen im $T1\frac{3}{4}$ -Gehäuse sind Bauteiltoleranzen, die insbesondere durch hohe Positionsabweichung des LED-Chips im Gehäuse verursacht werden. Dadurch kann die geforderte Rotationssymmetrie der GAUSSförmigen Strahlstärkeverteilung deutlich beeinträchtigt sein. Eine präzise Ausrichtung der LED und ein Abgleich der Verstärkungsfaktoren der Fotodioden ist unumgänglich. Ein Messplatz und eine Vorrichtung zur Kompensation der mechanischen und optischen Toleranzen des Sensorsystems werden vorgestellt. Alternativ sollte der Austausch der $T1\frac{3}{4}$ -Gehäuseform gegen eine ungehäuste Variante eines LED-Chips auf einem Träger mit zusätzlicher Linse geprüft werden.

Die individuelle Schwankung des Reflexionsfaktors der Hornhaut wurde deutlich unterschätzt. Die Folge ist ein hoher Einfluss auf die Abstandsmessung zwischen Düse und Hornhaut. Aus diesem Grund muss eine zweite LED implementiert werden, mit der die Abstandsmessung unabhängig von den Eigenschaften des Tränenfilms erfolgen kann.

Die Positionierung der Messeinheit des Selbsttonometers erfolgt durch ein minimiertes Positioniersystem, bei dem jeder Aktor platzsparend im Zentrum der Kinematik untergebracht ist. Die Freiheitsgrade des Positioniersystems sind energieminimal ausgewählt. Eine rotatorische Lagerung mit der Drehachse durch den Schwerpunkt vermeidet eine aktive Positionierung gegen die Gewichtskraft. Daher muss zur Positionierung nur das Massenträgheitsmoment bzw. die Massenträgheit überwunden werden.

Aktorsystem zur Erzeugung eines Druckluftstrahls Die Erzeugung des im Druck rampenförmig ansteigenden Druckluftstrahls erfolgt durch einen Voice-Coil-Aktor, der ein Kolbensystem antreibt. Der Vorteil der Drucklufterzeugung mit dem Voice-Coil-Aktor liegt in einer individuell anpassbaren Druckerzeugung. Die Strömung ist turbulent und instationär. Daher wird für eine effiziente Auslegung ein empirisches Vorgehen gewählt. Zur Verifikation

des Druckluftstrahls wird ein Messsystem entwickelt, bei dem die Messplatte eines ungehäus-
ten, piezoresistiven Drucksensors direkt angeströmt wird.

Auf Grund der lageunabhängigen Druckerzeugung ist die Verwendung einer Druckpatrone
anstelle des Kolbensystems zu prüfen. Die sicherheitstechnische Konformität mit dem Medi-
zinproduktegesetz ist für das gesamte Gerät zu beachten.

Messtechnische Charakterisierung des Selbsttonometers Das Messsystem wird
durch zwei Probandenmessreihen an insgesamt 40 Augen validiert. Die erste Messreihe mit
12 Probanden wird mit einem tischgestützten Aufbau durchgeführt. Sie dient der Auslegung
der Algorithmen zur Detektion der maximalen Applanation und einer ersten Validierung. Die
zweite Messreihe dient der Validierung des vollständig gehaltenen Messsystems. Mittels
eines Knopfdrucks startet der Proband selbst die Messung. In beiden Messreihen erfolgt zuerst
eine Messung mit einem handelsüblichen, aktuellen Tisch-LAT Topcon CT-80 als Vergleich
zum Stand der Technik. Es folgt die Messung mit dem SLAT und abschließend mit einem
GOLDMANN-Applanationstonometer, das als Referenz dient. Alle Messungen werden ärztlich
durchgeführt oder zumindest betreut.

Mangels kostenintensiver Messdaten der Hornhaut-Dicke kann keine modellgestützte Kor-
rektur der Messwerte um die individuelle Schwankung der Hornhautdicke erfolgen. Trotz der
fehlenden Abstandsregelung zeigt der in Tab. 11.1 aufgeführte Vergleich mit dem Stand der
Technik ein gutes Ergebnis. Mit zusätzlicher Abstandsregelung ist ein deutlicher Vorsprung
zum Stand der Technik zu erwarten. Aus messtechnischer Sicht sind sowohl die Messunsich-
erheit als auch der Linearitätsfehler aber immer noch deutlich zu hoch.

Tabelle 11.1: Vergleich des zufälligen und des Linearitätsfehlers des gehaltenen Selbst-Luft-
Applanationstonometers und einer tischbasierten Variante aus dem Stand der Technik,
bezogen auf die GOLDMANN-Applanationstonometrie.

| <i>Gerät</i> | <i>max. Unsicherheit / %</i> | <i>Linearitätsfehler / %</i> |
|-----------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Labormuster SLAT (Bj. 2007) | 16 | 13,3 |
| Topcon CT-80 (Bj. ca. 2001) | 20 | 16,7 |

Es ist zu beachten, dass beim Messverfahren des Luft-Applanationstonometers nur ca.
30 % des Druckmesswertes durch den Augeninnendruck verursacht werden. Die restlich
Energie des Druckluftstrahls verformt die Hornhaut. Des weiteren stellt der Druckluftstrahl
einen Kraftschluss mit undefinierter Wirkfläche dar. Demgegenüber erfasst der Messwert des
GOLDMANN-Applanationstonometers näherungsweise zu 100 % den Augeninnendruck, da
die Verformungskräfte der Hornhaut durch die Adhäsionskräfte des Messstempels kompen-
siert werden. Daher ist verfahrensbedingt beim Luft-Applanationstonometer stets mit einer grö-
ßeren Streuung als beim GOLDMANN-Applanationstonometer zu rechnen.

Gegenüber dem Stand der Technik des LAT sind folgende vorteilhafte Aspekte des Labormusters aufzuführen:

- Die vollautomatische Positionierung des Labormusters ermöglicht eine optimale Messposition. Eine Marktanalyse zeigt, dass der Großteil der in den Augenarztpraxen verwendeten Tonometer in einem manuellen Modus betrieben wird.
- Die statistische Auswertung der vier theoretisch redundanten Messkanäle ermöglicht eine statistische Auswertung der Einzelergebnisse.

Das Ergebnis der Probandenmessungen als Projektabschluss bestätigt den gewählten Ansatz. Die Kombination aus ausführlicher Analyse der Einflussmöglichkeiten auf die Messunsicherheit und die vom Stand der Technik losgelöste Konzeption und der Entwurf eines Selbst-Luft-Appplanationstonometers haben sich bewährt.

Möglichkeiten und Grenzen eines technischen Augenphantoms Auf den Erkenntnissen der mechanischen Eigenschaften des Auges aufbauend erfolgen Arbeiten zur technischen Nachbildung des Auges für messtechnische Kontrollen und Tests von Tonomern. Hierzu werden im Labor meist Schweineaugen verwendet [30, 122, 149]. Diese zeichnen sich durch eine vergleichsweise einfache Verfügbarkeit und Nähe der anatomischen Eigenschaften zum Menschen aus, allerdings auf Kosten der Langzeitstabilität. Eine technische Nachbildung des Auges ist unumgänglich, insbesondere, um in einer Serienfertigung reproduzierbare Eigenschaften eines Messobjekts zu realisieren. In [149] wird mit hohem empirischen Aufwand eine Silikonkalotte als Nachbildung der Hornhaut entwickelt. Zur Minimierung dieses Aufwands wird im Rahmen dieser Arbeit ein neuartiger Ansatz eines technischen Augenphantoms realisiert. Eine Folie mit einem der Hornhaut näherungsweise vergleichbaren, linearisierten Dehnungsverhalten wird thermisch zur Kalotte umgeformt. Auf der konkaven Seite der Folie liegt eine Druckkammer, in der über einen Tauchspulantrieb stufenlos ein Druck eingestellt werden kann.

Die Validierung des Phantoms zeigt einen unzureichenden, hohen zufälligen Fehler bis ca. 17 %. Im Wesentlichen ist die geringe Reproduzierbarkeit auf eine undefinierte Verformung der Folie zurückzuführen. Auf Grund geringer Priorität des Augenphantoms und der fehlenden Verfügbarkeit angepasster Folien erfolgt keine weitere Optimierung.

Mit den vorliegenden Forschungsergebnissen ist das Ziel der Machbarkeit eines kontaktlosen Selbst-Luft-Appplanationstonometers mit einem Vorsprung zum Stand der Technik aufgezeigt. Es stellt das erste handgehaltene, kontaktlose Selbsttonometer dar, das auch die normativen Forderungen erfüllt. Mit den damit kostengünstig verfügbaren Daten eines Tagesdruckprofils ergeben sich für Augenärzte neue Möglichkeiten zur effizienten Behandlung von Glaukompatienten, die jedem Betroffenen zu wünschen sind.

Anhang

A Das Glaukom

In Ergänzung zu Kapitel 2.2 sind an dieser Stelle weiterführende Informationen zum Glaukom aufgeführt. Für weitere Details sei auf [37, 57, 58, 104] verwiesen.

A.1 Einteilung der Glaukome

Grundsätzlich werden primäre und sekundäre Glaukome unterschieden. Ein Glaukom wird als primär klassifiziert, wenn es nicht die Folge einer anderen Augenerkrankung ist. Dementsprechend treten sekundäre Glaukome als Folge anderer Augenerkrankungen oder als unerwünschte Nebenwirkung von Heilmaßnahmen und Medikamenten auf [104]. Die meisten Glaukome können in primärer und sekundärer Form auftreten. Unabhängig von den Ursachen werden die im Folgenden beschriebenen wesentlichen Erscheinungsformen unterschieden.

- **Offenwinkelglaukom** Beim Offenwinkelglaukom ist der Kammerwinkel pathologisch unauffällig, d.h. frei zugänglich, es liegt jedoch ein erhöhter IOP auf Grund eines erhöhten Abflusswiderstandes im Trabekelwerk vor (Abb. A.1). Dieser wird durch Verengungen oder Ablagerungen in dem schwammartigen Gebilde hervorgerufen, die sich über mehrere Jahre bilden können. Daher handelt es sich hierbei um eine chronische Form des Glaukoms.

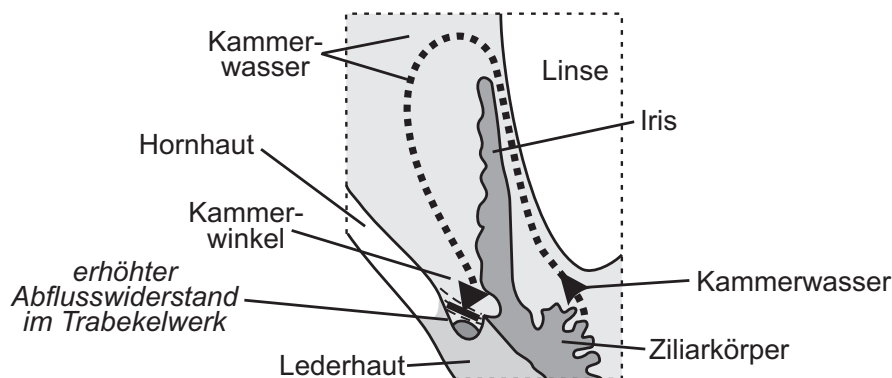


Abb. A.1: Pathologie des primären chronischen Offenwinkelglaukoms: erhöhter Abflusswiderstand im Trabekelwerk (Ausschnitt aus Abb. 2.1).

- **Blockglaukom** Das Blockglaukom zählt zu den akuten, also plötzlich auftretenden Glaukomen, die spontan mit deutlichen bis großen Schmerzen verbunden sind. In diesem Fall ist eine spontane Behandlung notwendig. Es gibt verschiedene Erscheinungsformen, benannt nach der Ursache (Ziliarblockglaukom, Winkelblockglaukom, ...), denen ein akuter Verschluss der Abflußwege gemeinsam ist. Dies kann z.B. durch einen angeschwollenen Glaskörper entstehen und einem dadurch zu hohem Abflußwiderstand zwischen Linse und Iris. Daraus resultierend kann sich das Irisgewebe wölben und das Trabekelwerk verschließen (Abb. A.2).

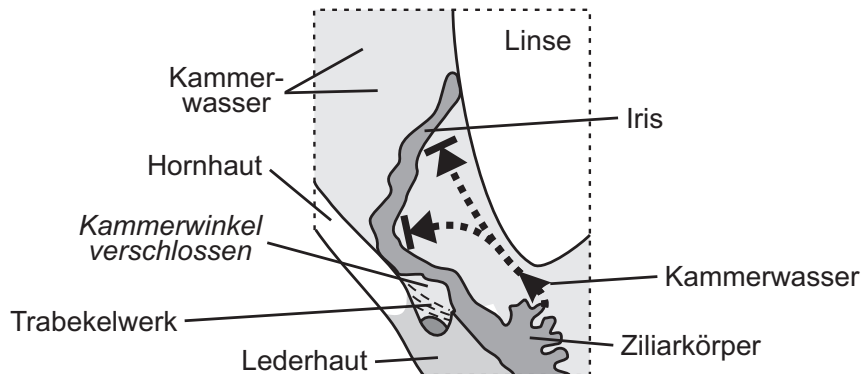


Abb. A.2: Pathologie des primären Blockglaukoms: Verschluss des Kammerwinkels durch die Iris (Ausschnitt aus Abb. 2.1).

- **Angeborenes (kongenitales) Glaukom** Das angeborene Glaukom wird meist durch ein nicht richtig ausgebildetes Trabekelwerk verursacht (Abb. A.3). Hier ist eine zeitnahe Behandlung erforderlich, um eine Erblindung des Kindes zu vermeiden.

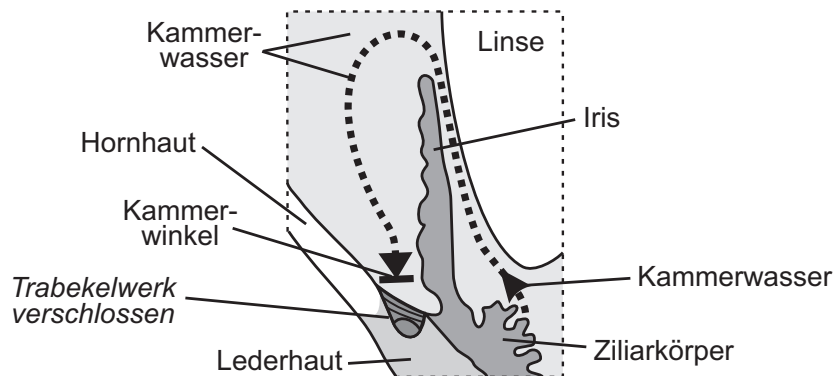


Abb. A.3: Pathologie des angeborenen Glaukoms: nicht ausgebildetes bzw. verschlossenes Trabekelwerk (Ausschnitt aus Abb. 2.1).

- **Normaldruckglaukom und Niederdruckglaukom** Als Normaldruckglaukom wird ein vorhandenes Glaukom bezeichnet, bei dessen Patient der IOP statistisch unauffällig im Normbereich liegt. Dementsprechend liegt beim Niederdruckglaukom sogar ein statis-

tisch zu niedriger IOP vor. Die glaukomatöse Schädigung wird entweder kurzen IOP-Druckspitzen zugerechnet oder einem verminderten Gefäßdruck auf der Retina, z.B. in frühen Morgenstunden [104] (s.a. Abschnitt 2.2.1). Gerade in diesen Erscheinungsformen kann ein Tagesdruckprofil hilfreichen Aufschluss geben. Bereits länger bekannt ist, dass eine Drucksenkung auch bei einem Normaldruckglaukom positiven Effekt erzeugt [146], was in der Anschauung der Druckspitzen durchaus sinnvoll erscheint.

Ein erhöhter IOP ist praktisch immer auf einen erhöhten Abflusswiderstand und nicht auf eine vermehrte Kammerwasserproduktion zurückzuführen [104].

A.2 Diagnose des Glaukoms

Die Messung neuronaler Defekte erfolgt mit der Gesichtsfeldmessung (**Perimetrie**). Dazu fixiert der Patient seinen Blick auf einen festen Punkt. Innerhalb eines Halbraumes (große Halbkugel vor dem Patienten, Abb. A.4) werden zufällig Lichtpunkte von ansteigender Intensität (automatisierte Schwellwertperimetrie) angezeigt. Aus der Bestätigung eines erkannten Lichtpunktes läßt sich ein Diagramm der Lichtempfindlichkeit erstellen [104] (Abb. 2.6).

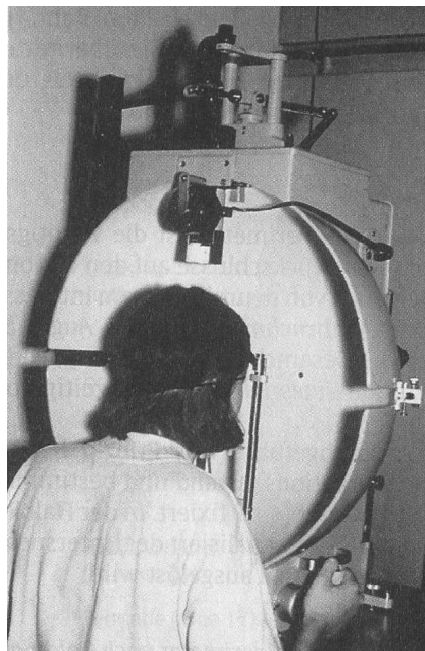


Abb. A.4: Patient (Rückansicht) während der Gesichtsfeldmessung (Perimetrie) [104]. Der Patient schaut in eine Halbkugel, in die Lichtpunkte projiziert werden.

Grundsätzlich gilt, dass auch bei gut lernenden Patienten ca. 2-3 Messungen des Gesichtsfeldes zum Training benötigt werden, bis die Ergebnisse zuverlässig sind. Wegen der starken Variabilität der Gesichtsfeld-Untersuchungen sollte eine Veränderung erst dann als sicher akzeptiert werden, wenn sie zweimal bestätigt ist [146].

Der Augenhintergrund, also die Netzhaut des Auges, Blutgefäße und Nervenfasern können mit einem vergrößernden **Kontaktglas** beobachtet werden (Ophthalmoskopie), das direkt auf die Hornhaut aufgesetzt wird (Abb. A.5). Hierzu wird das Auge mit Tropfen anästhesiert, um einen Lidschlussreflex und unangenehmes Gefühl zu vermeiden.

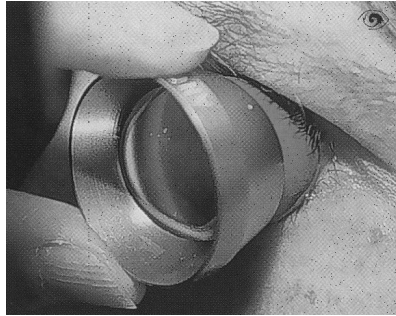


Abb. A.5: Auf das Auge aufgesetztes Kontaktglas zur Beobachtung des Augenhintergrunds [37]. Der Arzt schaut durch das Kontaktglas in das Auge unter Beleuchtung mit einer Stirnlampe o.ä. Instrumenten.

A.3 Beurteilung des Glaukoms

Neben der Perimetrie ist die Papillenbeurteilung der wichtigste Bestandteil zur Diagnose des Glaukomschadens. An der Papille sind zum einen die Blutgefäße und die Auswölbung (Exkavation) zu erkennen (Abb. A.6). Je nach Autor wird eine vergrößerte Exkavation dem erhöhten Druck zugerechnet oder nur als Folge abgestorbener Nervenfasern. Die erste Anschauung dürfte noch aus Zeiten stammen, in denen das Glaukom einzig einem erhöhten IOP zugerechnet wurde. Neben der Beurteilung der Blutgefäße ist auch die Größe, Erscheinung und Abgrenzung der Papille Teil der Diagnose.

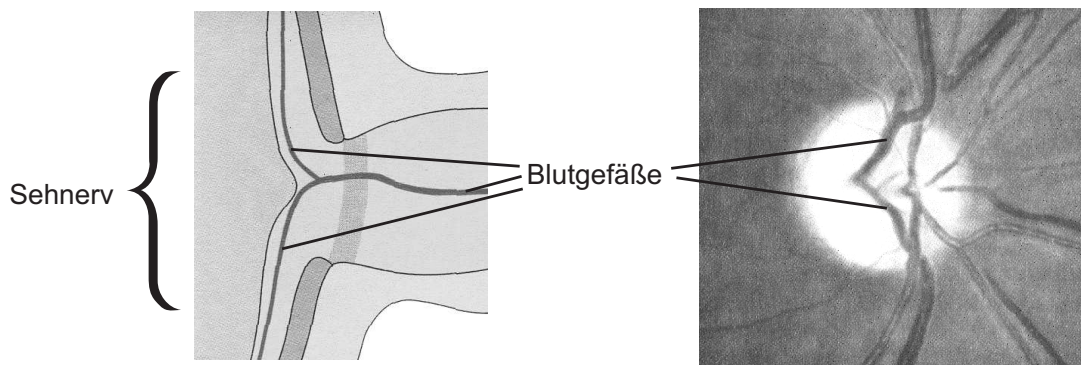


Abb. A.6: Exkavation einer gesunden Papille (Ausschnitt aus Abb. 2.1). Der Sehnervenkopf ist leicht konkav, die Blutgefäße verlaufen mehr oder weniger gradlinig zum Zentrum der Papille (links: Querschnitt durch den Sehnerven und Papille [104], rechts: Draufsicht auf die Papille (nach [58]))

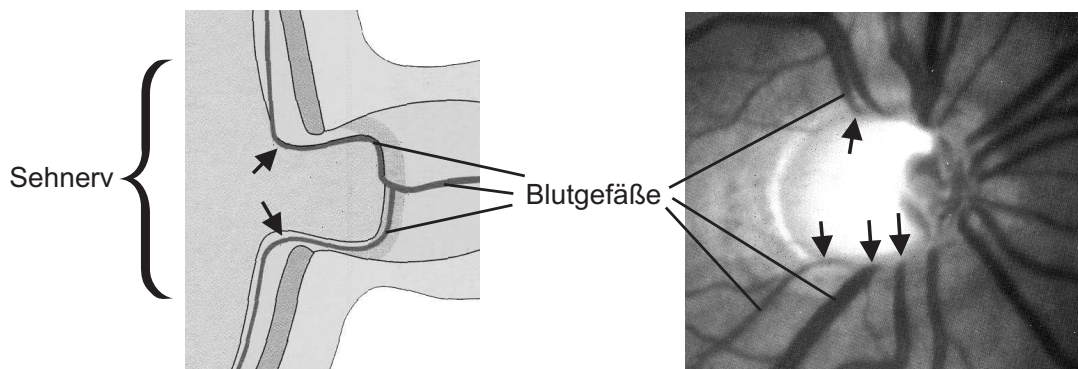


Abb. A.7: Exkavation einer glaukomatös geschädigten Papille (Ausschnitt aus Abb. 2.1). Der Sehnervenkopf besitzt eine deutliche Einbuchtung, die Gefäße erscheinen abgelenkt bzw. enden abrupt beim Blick auf die Papille (links: Querschnitt durch den Sehnerven und Papille [104], rechts: Draufsicht auf die Papille (nach [31]))

A.4 Wahrnehmung eines Glaukomkranken

In 2.1 wurde die physiologischen Ursachen der späten Selbst-Wahrnehmung eines Glaukom-schadens beschrieben. Abb. A.8 zeigt eine Simulation, wie ein Glaukomgeschädigter seine Umwelt wahrnimmt.

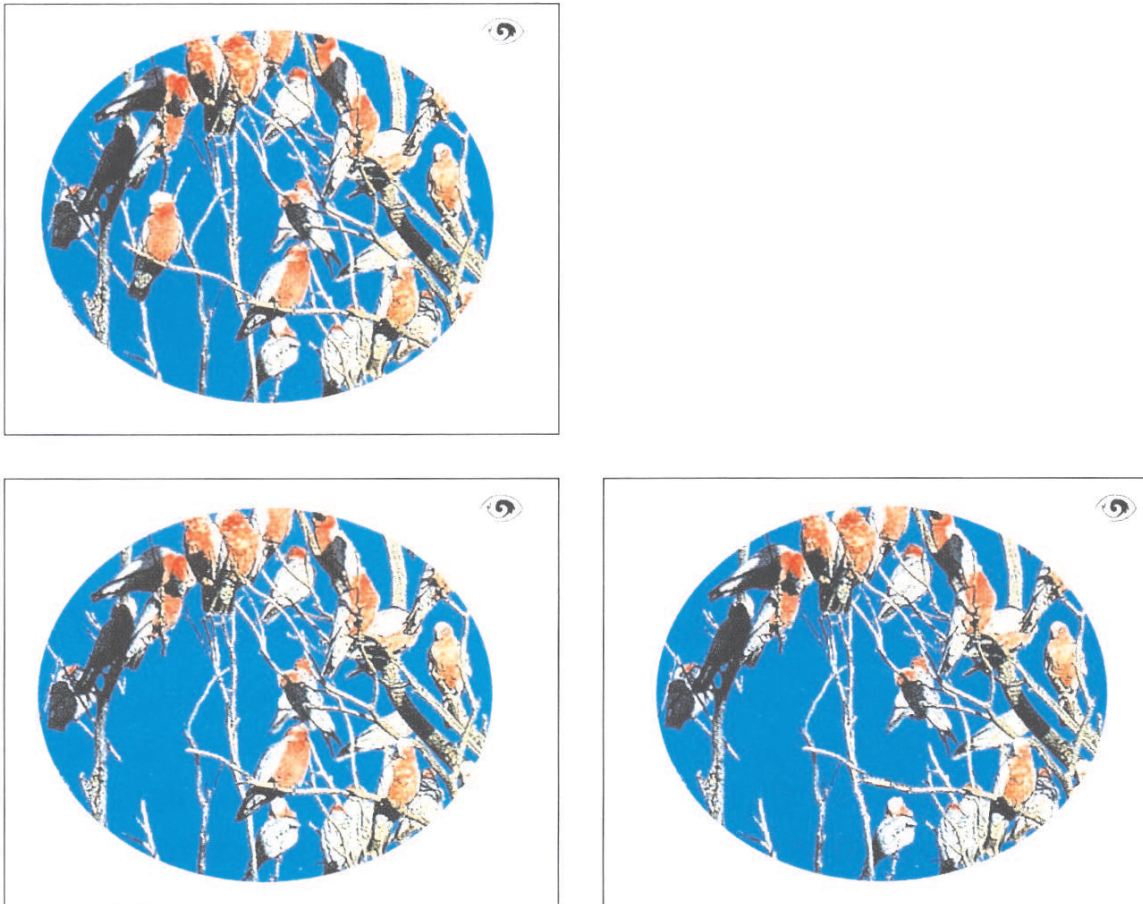


Abb. A.8: Simulierte Wahrnehmung eines Glaukom-Erkrankten an Hand eines Baumes mit Papageien [37]. Oberes Teilbild: Wahrnehmung eines Gesunden, Teilbild unten links: Wahrnehmung mit beginnendem Glaukomschaden, Teilbild unten rechts: Wahrnehmung mit mäßigem Glaukomschaden .

Die fehlenden Vögel und Zweige werden erst nach längerer Betrachtung offensichtlich (Effekt ist in bunt deutlicher erkennbar). Selbst das Teilbild unten rechts sieht auf den ersten Blick logisch aus, erst bei genauer Betrachtung erkennt man, dass Zweige unterbrochen sind und im Vergleich zwei Papageien fehlen.

B Ergänzende Informationen zur Messung des Augeninnendrucks

B.1 Einflussgrößen des Augeninnendrucks

Tabelle B.1: Periodische Schwankungen des IOP (*: pathologischer Wert) nach [193]

| <i>Ursache (periodisch)</i> | <i>Normale Werte /mmHg</i> | <i>Spitzen- Werte /mmHg</i> | <i>Quelle</i> |
|---|------------------------------------|-------------------------------------|---------------|
| pulsatorische Schwankungen: ($T \approx 1$ s) | 0,5-2 | 7* | [9, 96] |
| respiratorische Schwankungen: (\rightarrow Atmung, $T \approx 4$ s) | 0-2 | 4 | [111] |
| vasomotorische Schwankungen: (\rightarrow Gefäßregulierung, $T \approx 8-20$ s) | 0-2 | 4 | [111] |
| Tagesdruck-Schwankungen: ($T = 24$ h) | 3-8 | 6-20* | [111, 146] |

Tabelle B.2: Tonometriebedingte Änderungen des IOP [193]

| <i>Ursache (messbedingt)</i> | <i>Normale Werte /mmHg</i> | <i>Spitzen- Werte /mmHg</i> | <i>Quelle</i> |
|--|------------------------------------|-------------------------------------|---------------|
| Massageeffekt: (Kammerwasserabfluss bei Impressi- onstonometrie) | - 2-4 | -9 | [111, 171] |
| minütlich wiederholte Applanationstonometrie | - 4 (4 min) -6 (12 min) | - 8 | [6] |

Tabelle B.3: Nicht-Periodische Schwankungen des IOP (*: pathologischer Wert) nach [193]

| <i>Ursache (nicht-periodisch)</i> | <i>Normale Werte /mmHg</i> | <i>Spitzen- Werte /mmHg</i> | <i>Quelle</i> |
|---|---|-------------------------------------|-----------------------|
| Körperhaltung Sitzen→Liegen Liegen→Kopftieflage 30° Kopftieflage→Liegen Liegen→Sitzen | + 2-4 + 6-8 - 6-8 - 2-3 | + 5* - 6-10* | [44, 86, 96] |
| Durchblutungsstörungen: (z.B. Halsschlagader) | - 5-10 | | [85] |
| Wassertrinken: (1 l, Messung nach 30 min., Alter bis 40, 60, 80) | ≤ 40: + 1 ≤ 60: + 1,8 ≤ 80: + 2,3 | | [1] |
| Kaffee/Kräuterteetrinken: (2 Tassen, Messung nach 30, 60, 90 min.) | + 1 / + 1 + 1,5 / 0 + 1 / - 0,5 | | [70] |
| Dehydrierung (durch Sauna): | - 2-3 | | [64] |
| Seelische Erregung: Seelische Entspannung: | + 0-5 - 0-5 | | [111] |
| Lidschlag bzw. Lidschluss festes Lidkneifen danach | + 0-3 + 10-50 - 0-2 | + 8 + 70 - 4 | [19, 51, 133, 146] |
| Luft anhalten | + 50 % | | [191] |

Je nach Autor bleibt der erhöhte IOP bei Lageänderungen auch im Liegen langfristig erhalten [96] oder er steigt nur für ca. 15 min an und reduziert sich dann wieder [29]. Zahlreiche weitere Werte sind in [191] zu finden.

B.2 TransfERNormal für die messtechnische Kontrolle eines LAT

Die Kalibration der LAT wird durch ein feinmechanisch aufwendiges Klappspiegelsystem der Physikalisch-Technische Bundesanstalt Berlin (PTB) durchgeführt [164]. Ein runder Planspiegel (7) wird mit einer Torsionsfeder (8) unter Vorspannung gesetzt (Abb. B.1). In der Ausgangslage ist der Spiegel gegenüber der Meßachse leicht angestellt. Übersteigt der Strömungsdruck des LAT (1) diese einstellbare Vorspannung, klappt der Spiegel um die Achse der Torsionswaage (6) nach hinten weg.

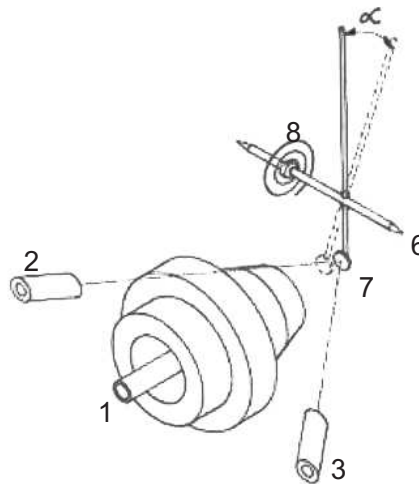


Abb. B.1: Schematische Darstellung des Klappspiegelsystems der PTB-Prüfeinrichtung zur messtechnischen Kontrolle von LAT [164].

Die Federwaage ist Teil des in Abb. B.2 gezeigten Aufbaus. Dieser besitzt neben der Federwaage noch eine Linse mit Fadenkreuz (5), um die Ausrichtung der optischen Positionserfassung kontrollieren zu können. Federwaage und Linse sind auf einem verschiebbaren Schlitten angeordnet, so dass der tragende Rahmen in seiner Position unverändert bleiben kann.

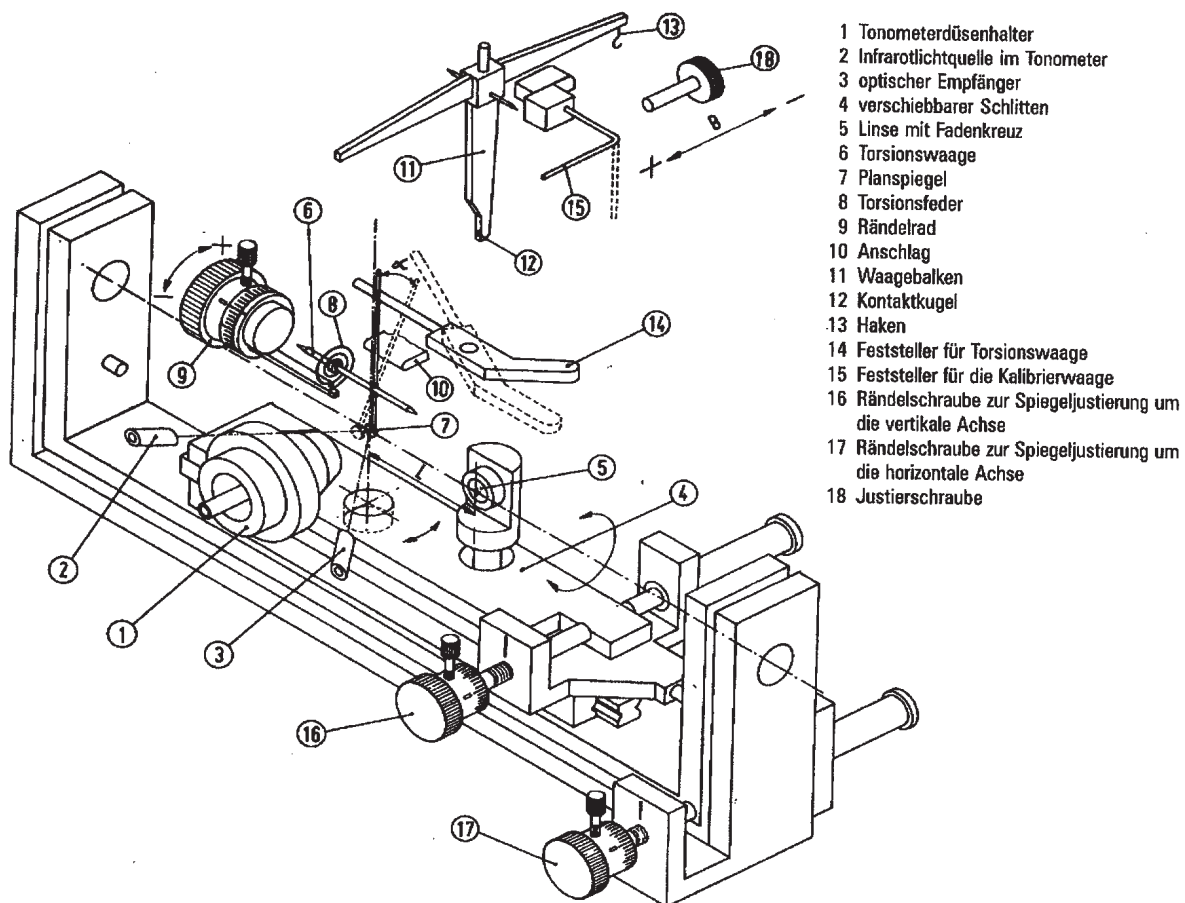


Abb. B.2: Schematische Darstellung der gesamten PTB-Prüfeinrichtung zur messtechnischen Kontrolle von LAT [164].

B.3 Keeler LAT mit Handteil

In Abb. B.3 ist das Keeler-Pulsair LAT gezeigt. Es weicht von seiner Bauform und der Handhabung von den restlichen Tisch-LAT ab. Die Messeinheit besteht aus einem Handteil, das über einen Schlauch mit der Basisstation verbunden ist. Der Arzt peilt durch eine Optik das Auge des Patienten an und löst die Messung aus.

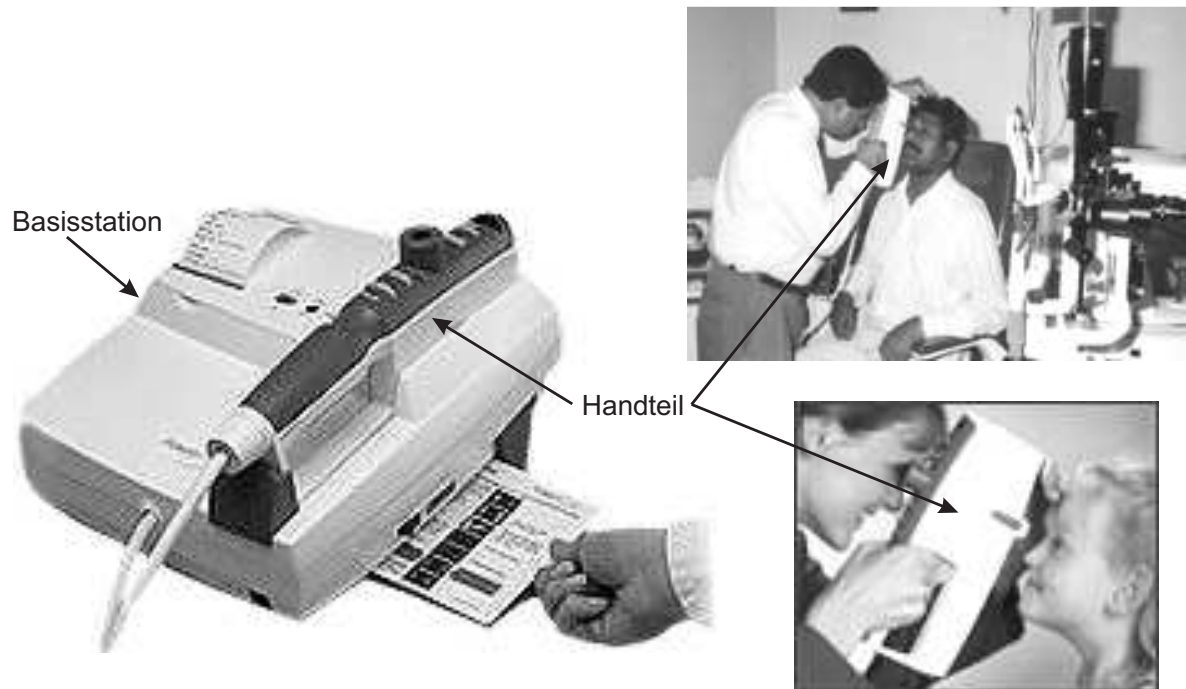


Abb. B.3: Abbildung des Keeler LAT mit Handteil und Basisstation.

B.4 Anwendung des handgehaltenen LAT Reichert PT-100

Das handgehaltene LAT PT-100 (Abb. 3.12) wird durch den Benutzer auf das Patientenauge ausgerichtet. Hierzu erhält der Anwender, bei dem Blick durch das Gerät auf das zu vermessende Auge, Piktogramme eingeblendet. Deren Pfeile zeigen die ausführende Bewegungsrichtung an. An Hand der Balken kann der Abstand eingestellt werden.

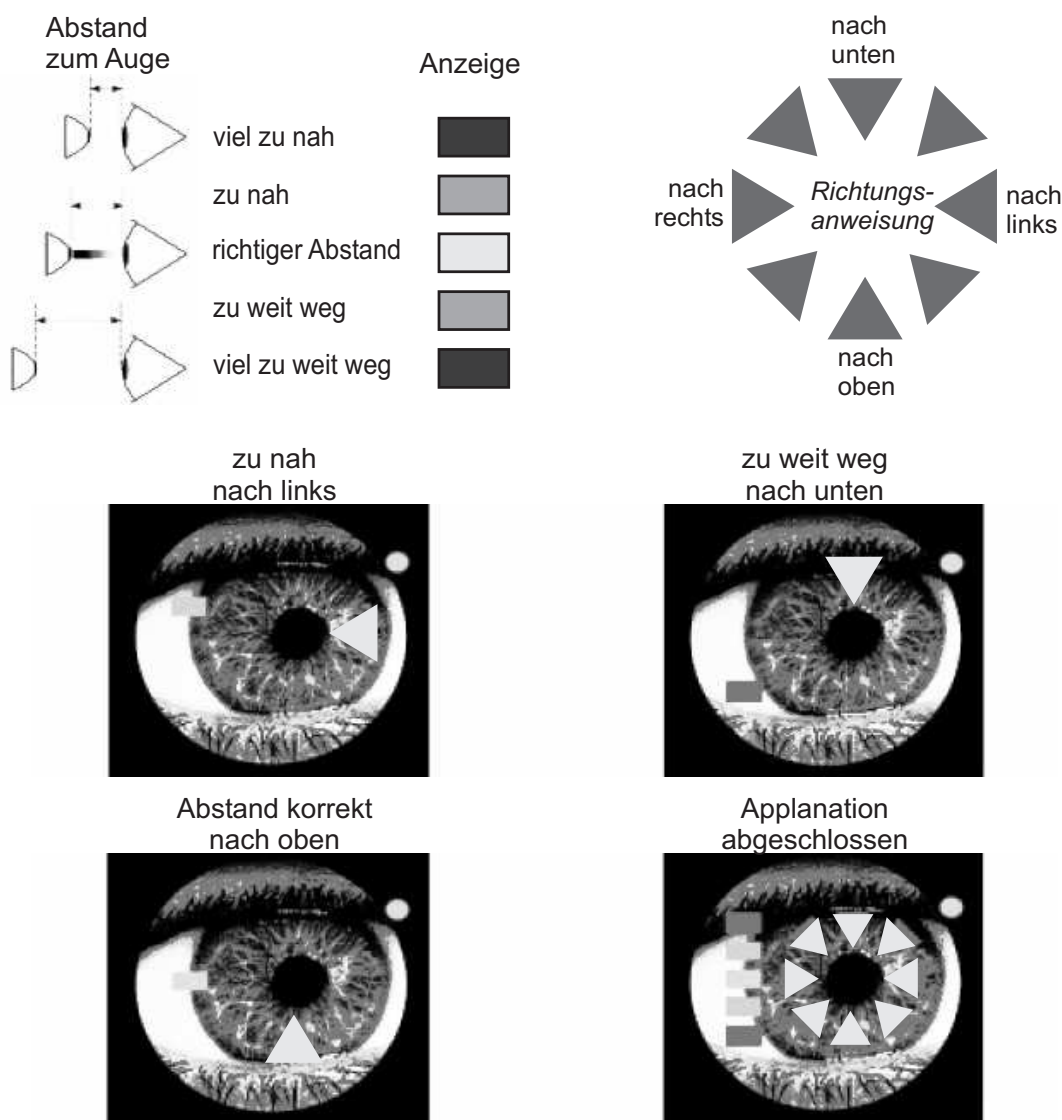


Abb. B.4: Anwendungsanweisungen für den Anwender des handgehaltenen LAT PT-100 von Reichert.

Blick für den Anwender.

B.5 Abschätzung zur Dynamic Contour Tonometry

Der Zusammenhang zwischen dem Druck p in einem kugelförmigen Körper mit dünner Wand (Außendurchmesser / Innendurchmesser < 1.2) und den Wandspannungen σ ist durch die Laplacebeziehung (auch als Kesselformel bekannt) gegeben (Gl. (B.1)) [60].

$$p = 2 \cdot d \frac{\sigma}{r} \quad (\text{B.1})$$

$$\Leftrightarrow \sigma = \frac{p \cdot r}{2d} \quad (\text{B.2})$$

mit $p \equiv$ Druck im Innern einer Kugel, $d \equiv$ Wanddicke, $\sigma \equiv$ Wandspannung,
 $r \equiv$ Radius des kugelförmigen Körpers

Bei einem regulären IOP von 15 mmHg (= 1995 Pa) ergibt sich mit

$$\text{mit } p = 1995 \text{ Pa}$$

$$r = 8 \text{ mm}$$

$$d = 0,55 \text{ mm}$$

eine Wandspannung σ von

$$\sigma = \frac{1995 \text{ Pa} \cdot 8 \text{ mm}}{2 \cdot 0,55 \text{ mm}} = 14,5 \text{ kPa} . \quad (\text{B.3})$$

Daraus resultiert, dass die Hornhaut bei einem IOP von 15 mmHg bereits zwischen mind. 0,42 % [71] und max. 7,6 % [115] gedehnt ist.

Im nächsten Schritt wird die Änderung dieser Vordehnung durch das Aufsetzen des DCT-Stempels betrachtet. Es wird angenommen, dass ca. der halbe Durchmesser des Stempels, also $\varnothing 3,5 \text{ mm}$ in Festkörperkontakt mit der Hornhaut kommen. Die Bogenlänge s beträgt (Abb. B.5, Gl. (B.4))

$$s = \frac{2\pi r \alpha}{360^\circ} . \quad (\text{B.4})$$

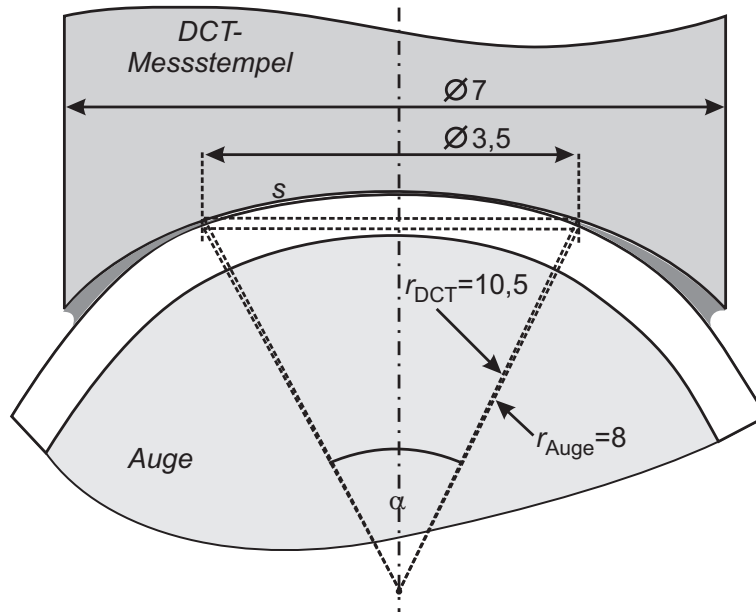


Abb. B.5: Geometriebezeichnungen zur Abschätzung der Dehnungsänderung während der DCT.

$$\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{1,75 \text{ mm}}{r}$$

$$\alpha_{\text{Auge}} = 25,271^\circ \Leftrightarrow s_{\text{Auge}} = 3,5285 \text{ mm}$$

$$\alpha_{\text{DCT}} = 19,188^\circ \Leftrightarrow s_{\text{DCT}} = 3,5164 \text{ mm}$$

Das Aufsetzen des Stempels entspricht also einer Reduzierung der Dehnung um max. 0,344 %. Bei größerer Auflagefläche oder einer nicht nur lokal begrenzter, sondern über die gesamte HH verteilten Entlastung (sehr wahrscheinlich), wird die Änderung der Dehnung am Sensorgebiet noch kleiner.

In Anbetracht der o.g. Vordehnung der Hornhaut von 0,42 % bis 7,6 % (bei einem Druck von 15 mmHg) wird die HH durch das Aufsetzen des DCT-Stempels nicht voll entlastet. Die Vordehnung der HH wurde also scheinbar bei [84] unberechtigtweise vernachlässigt. Die verbleibende Restspannung muss also die Druckmessung ebenfalls beeinflussen. Es scheint beim DCT also eher eine gut funktionierende Abwandlung des Tonopens (B.6) vorzuliegen, als ein Verfahren, das die Hornhaut voll entlastet.

B.6 Applanations-Handtonometer Tonopen

Der Tonopen arbeitet mit dem Applanationsprinzip nach Mackay-Marg [125]. Dieses Prinzip besitzt den großen Vorteil, in einem gewissen Bereich unabhängig von der Applanationsfläche den IOP zu bestimmen. Der Messkopf besteht aus einem Stempel mit 3 mm Durchmesser, in dessen Zentrum ein Stift mit 1,5 mm Durchmesser mit gekoppeltem Kraftsensor verschiebbar gelagert ist. Der Stift ragt 5 μm aus der Stempeloberfläche hervor (Abb. B.6). Dieser Überstand ergibt sich aus empirischen Messungen, in denen gezeigt wird, dass sich bei der verwendeten Nachgiebigkeit von (nachträglich berechnet) 15643 N/m nur für diesen Versatz von 5 μm ein beinahe linearer Zusammenhang zwischen der gemessenen Kraft und dem tatsächlichen IOP ergibt [169].

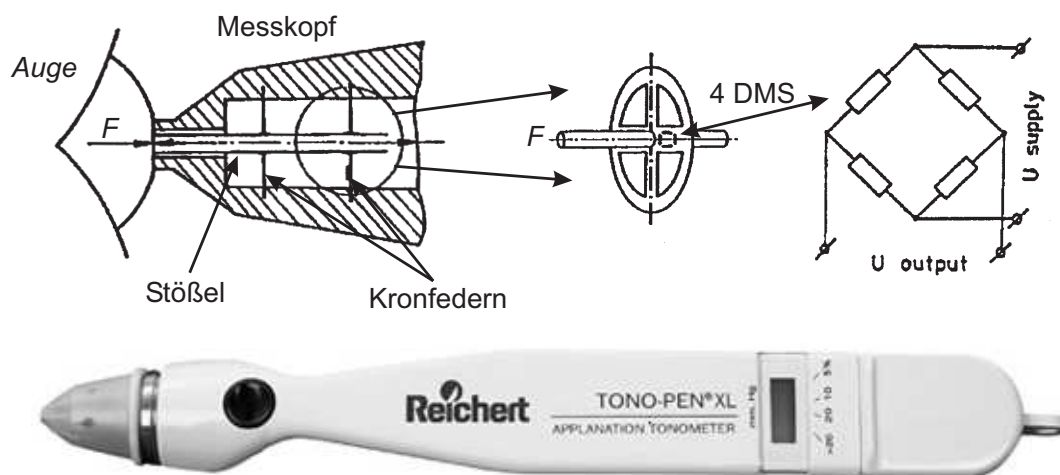


Abb. B.6: Messstempel des Tonopen nach dem Prinzip von Mackay-Marg (nach [63]).

Statt der DMS-Brücke wurde früher ein induktives Verfahren eingesetzt [29].

Beim Aufsetzen des Tonopens ergibt sich ein charakteristischer Verlauf der Kraft auf den Stift (Abb. B.7). Zunächst berührt nur der Stift die HH. Die Kraft auf denselben steigt, bis auch der umliegende Stempel die HH berührt. An dieser Stelle liegt das erste lokale Maximum der Kraft auf den Stift, denn bei weiterem Vorschub wird die Eigensteifigkeit der HH durch den Stempel kompensiert. Ab einem Durchmesser von ca. 3 mm wird nicht mehr nur die Eigensteifigkeit kompensiert, sondern auch der IOP durch den Druck des Stempels erhöht. Dadurch ergibt sich das erste lokale Minimum, das proportional zum gemessenen IOP ist.

Zur Minimierung der Infektionsgefahr wird über den Messkopf des Tonopens eine dünne Latexhülle gezogen. Trotz dieser zusätzlichen Nachgiebigkeit und des geringen Überstandes des Stiftes arbeitet dieses Messverfahren erstaunlich gut.

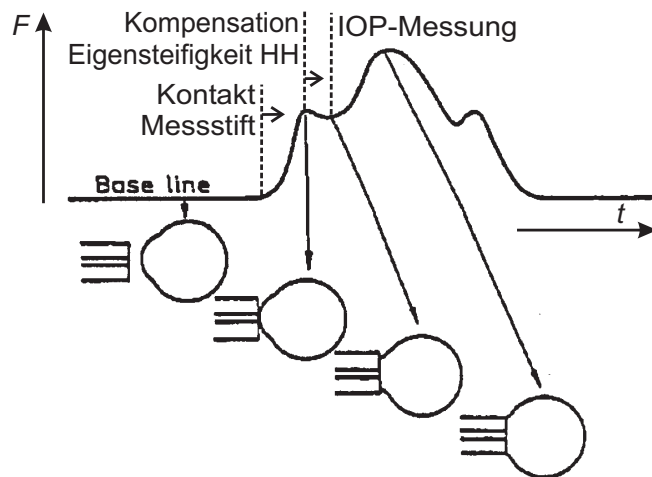


Abb. B.7: Charakteristischer Verlauf der Kraft auf den Messstift des Tonopens (nach [63]).

B.7 Schiötz-Impressionstonometer

Die Impressionstonometrie applaniert die natürliche konvexe Krümmung der Hornhaut nicht nur wie ein Applanationstonometer, sondern kehrt die Krümmung sogar um, deltet die HH also ein [29] (Abb. B.8). Neben dem sehr einfach gehaltenen und alten Schiötz-Tonometer wird die Impressionstonometrie (auch Indentationsprinzip genannt [103]) im Wesentlichen in Form des Schiötz-Tonometers und des Pneumotonometers (Abschnitt B.8) angewendet.

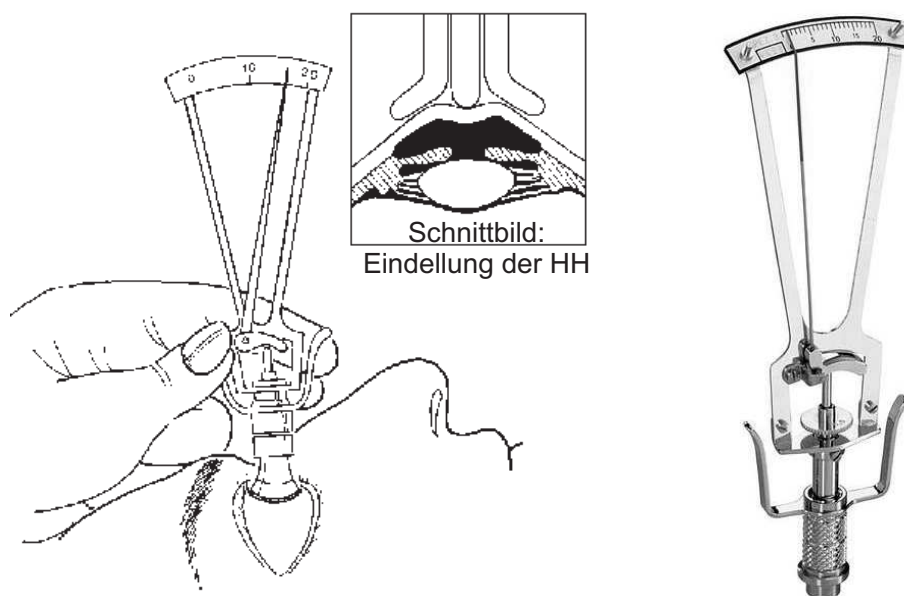


Abb. B.8: Anwendung des Schiötz-Tonometers und Darstellung der Impression der Hornhaut.

Auffällig ist das große verdrängte Volumen im Auge, das den IOP deutlich ändert. Eine entsprechende Kalibration ist daher notwendig. Der Ausschlag des Schiötz-Tonometers hängt jedoch durch die deutliche Dehnung der Augenhülle infolge der großen Volumenverdrängung von den Spannungs-Dehnungs-Eigenschaften der Augenhülle ab (Abschnitt 4.1.3). Mehrere Arbeiten haben sich mit der Korrektur der Kalibration befasset (Abschnitt 4.1.3).

Trotz der Vorteile der Applanationstonometrie besticht das Schiötz-Tonometer durch seinen rein mechanischen, einfachen und leichten Aufbau und der damit verbundenen hervorragenden Mobilität. Insbesondere in der Dritten Welt wird dieses Tonometer noch lange im Einsatz gegen das Glaukom vertreten sein [97].

B.8 Pneumotonometer

Das Pneumotonometer besitzt außer der verwendeten Druckluft keine Gemeinsamkeiten mit dem Luft-Applanationstonometer. Es arbeitet wie auch das Schiötz-Tonometer nach dem Impressionsprinzip, hier aber als Kompensationsverfahren ausgeführt. Ein Messkopf applaniert die HH des Auges. In dessen Zentrum ist ein translatorisch beweglicher Stift gelagert, dessen Ausgangslage die Wirkung eines geschlossenen Ventils darstellt (Abb. B.9).

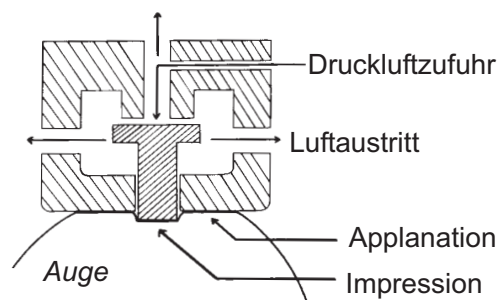


Abb. B.9: Messkopf des Tonair-Pneumotonometers nach STEINBERG [29].

Wie beim Tonopen ist auch hier durch die Applanation die Gegenkraft der Eigensteifigkeit der HH auf den Stift deutlich reduziert. Es wirkt im Wesentlichen nur noch der IOP auf den Stift, der nachgibt, wenn der Druck der angelegten Druckluft den IOP übersteigt. Dieser Druck gilt dann als Referenz für den IOP [29].

B.9 Intraokulare Druckmessung

Die Messung der Primärgröße IOP, nicht einer Sekundärgröße, mit gleichzeitiger Aufnahme von Tagesdruckprofilen wird durch den Einsatz mikromechanischer intra-okular implantierter Druckmesssysteme im Auge verfolgt, überwiegend mit induktiver Kopplung zur Energie- und Datenübertragung. Zahlreiche Arbeitsgruppen verfolgen passive [152][116][155] oder aktive [174] Druckmesssysteme, teils sogar mit aktivem Ventil [3]. Keines dieser Projekte ist bislang über das Stadium des Tierversuchs hinaus gekommen.

Der notwendige invasive Eingriff lässt sich auf Grund des Aufwandes und der Gefahren nicht zur Massendiagnose verwenden, ist jedoch möglich bei der operativen Beseitigung des Katarakts (grauer Star). Hierbei wird die eingetrübte Linse gegen eine Kunstlinse ausgetauscht. In Ergänzung hierzu gibt es Vorschläge, die am Rand der Kunstlinse eines der beschriebenen mikromechanischen Druckmesssysteme befestigen. Die erforderliche Energie und die aufgenommenen Messwerte werden drahtlos, z.B. an einen brillenähnlichen Empfänger übertragen und gespeichert (Abb. B.10).

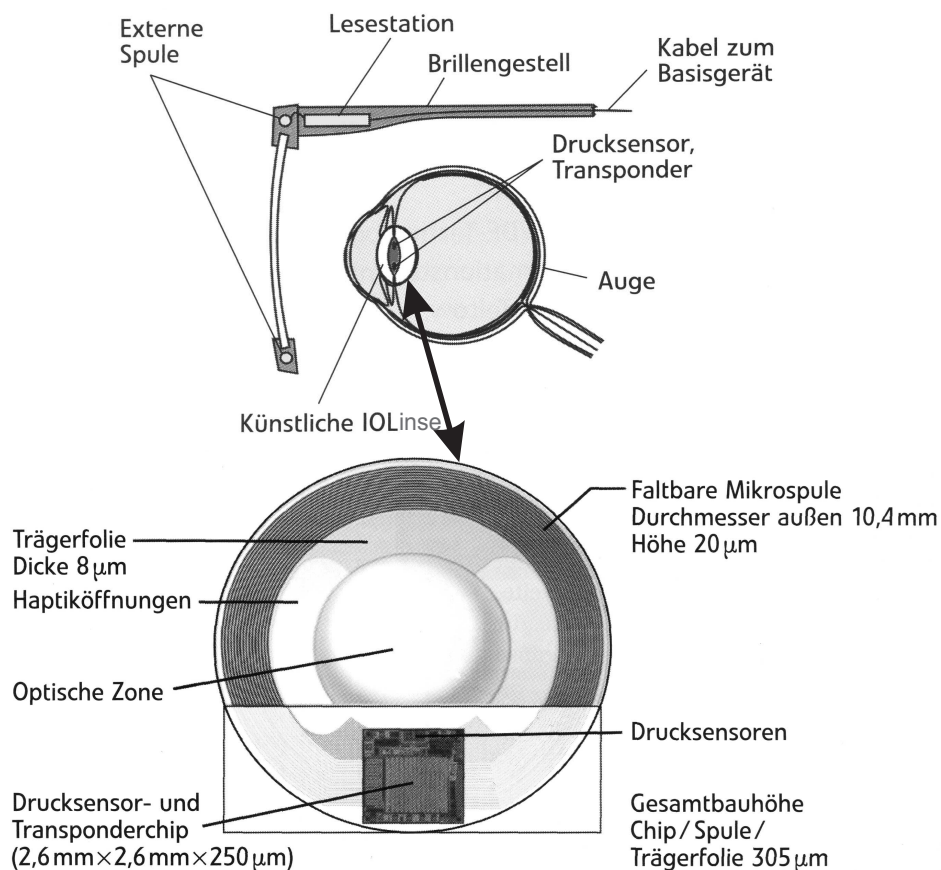


Abb. B.10: Prinzipdarstellung eines intra-okular implantierten Transpondersystems zur Messung des IOP [174].

Ein außergewöhnlicher Ansatz wird in [15] gewählt. Statt des sonst üblichen Druckmess-elements mit elektronischer Auswertung wird ein visuell, analog abzulesender Drucksensor gewählt, wie er bereits seit Jahrzehnten für analoge Druckmessinstrumente in der Prozessmesstechnik eingesetzt wird. Ein verschlossenes, spiralförmig gewundenes Rohr („Rohrfeder“) besitzt einen definierten Innendruck. Je nach Umgebungsdruck ändert sich der Umschlingungswinkel der Spirale (Abb. B.11 oberes Teilbild). Bei feststehendem Zentrum lässt sich so an der Bewegung der Spitze ein Druck ablesen. Dieses Prinzip ist mikromechanisch umgesetzt. Es wird als passive Einheit zwischen Hornhaut und Iris platziert und visuell an Hand der Skala durch die HH hindurch abgelesen (Abb. B.11 unteres Teilbild). Ein großer Vorteil dieses Systems liegt in den geringen Abmessungen von $3 \times 0,6 \times 0,5 \text{ mm}^3$. Dadurch lässt sich das System mit einer Nadel implantieren.

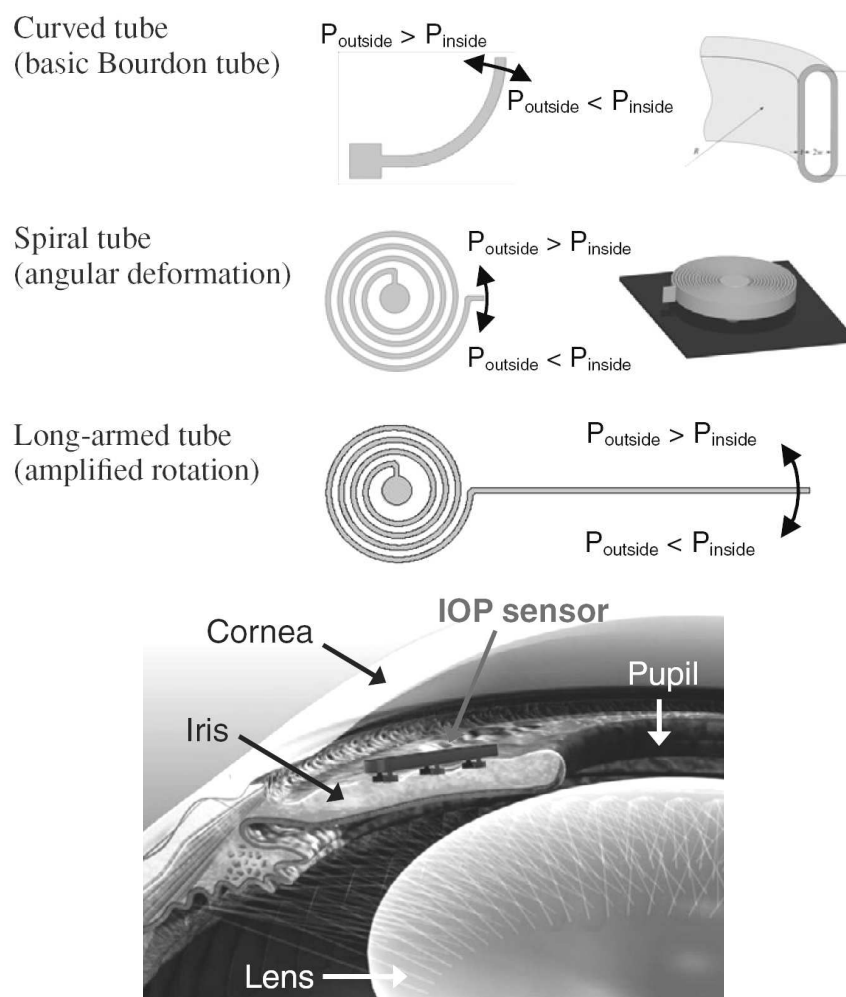


Abb. B.11: Prinzip der Rohrfeder zur Druckmessung (oberes Teilbild) und Platzierung der mikromechanischen Ausführungsvariante zwischen Iris und Hornhaut [15].

Die Wahl dieses Wirkprinzips ist anerkennenswert. Die rein visuelle Messwerterfassung besitzt allerdings hinsichtlich einer praktischen Anwendung im Alltag noch deutliches Aus-

baupotenzial. Das Auslesen sollte auf jeden Fall automatisiert erfolgen, sei es z.B. kamera-gestützt visuell oder durch Änderung eines Schwingkreises, der von außerhalb des Auges induktiv angeregt wird.

Auf Grund der fehlenden Eigenschaft einer breiten Anwendbarkeit sind die intra okularen Verfahren für die Zielstellung dieser Arbeit nicht nutzbar.

C Details zur Analyse der Reaktion des Auges auf einen Druckluftstrahl

C.1 Hochgeschwindigkeitsaufnahmen

Die Beschreibung des Aufbaus und der Messablauf ist im Hauptteil Abschnitt 7.1 aufgeführt. Der Aufbau ist nochmals in Abb. C.1 zusehen. Der Druckanstieg der Tisch-LAT Topcon CT-10 ist in Abb. C.2 gezeigt, die einzelnen Aufnahmen der Verformung in Abb. C.3 bis C.4.

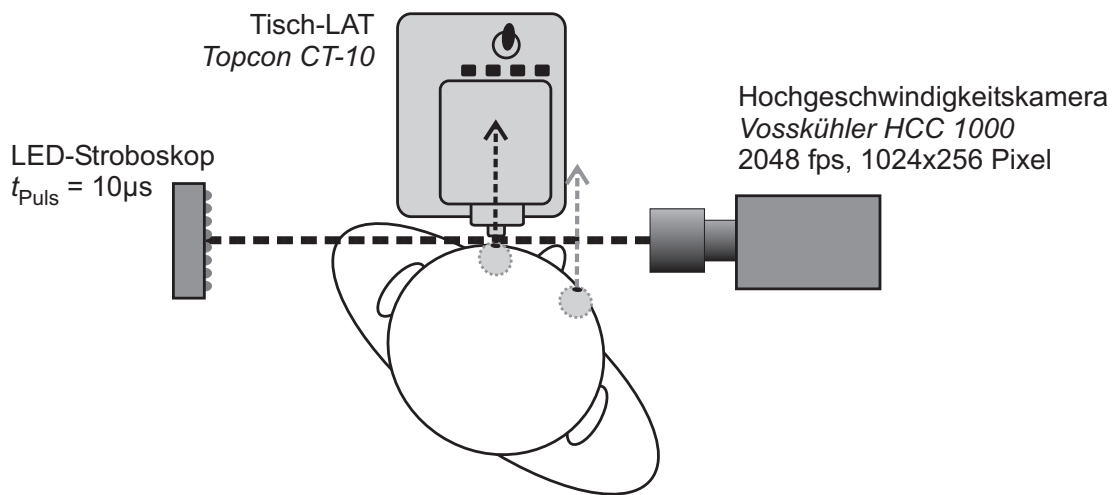


Abb. C.1: Draufsicht auf den Versuchsaufbau zur Messung der Hornhautverformung mit einer Hochgeschwindigkeitskamera.

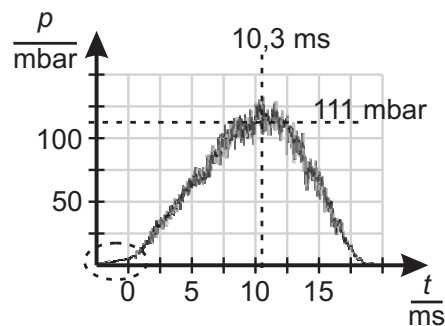


Abb. C.2: Zeitlicher Verlauf des Strömungsdrucks des Tisch-LAT Topcon CT-10.

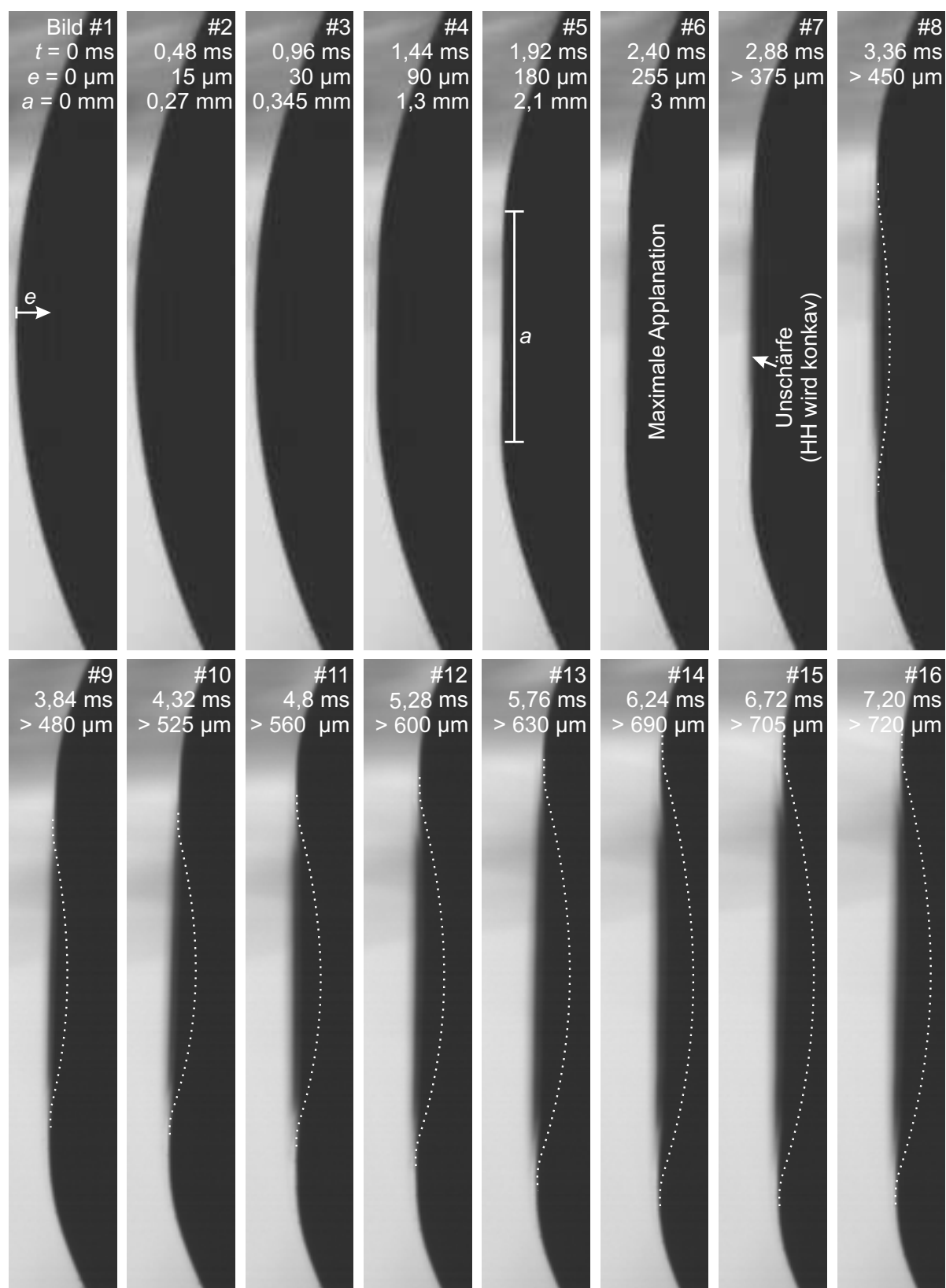


Abb. C.3: Hochgeschwindigkeitsaufnahmen der Hornhautverformung während der Tonometrie mit dem Tisch-LAT Topcon CT-10 (0-7,2 ms).

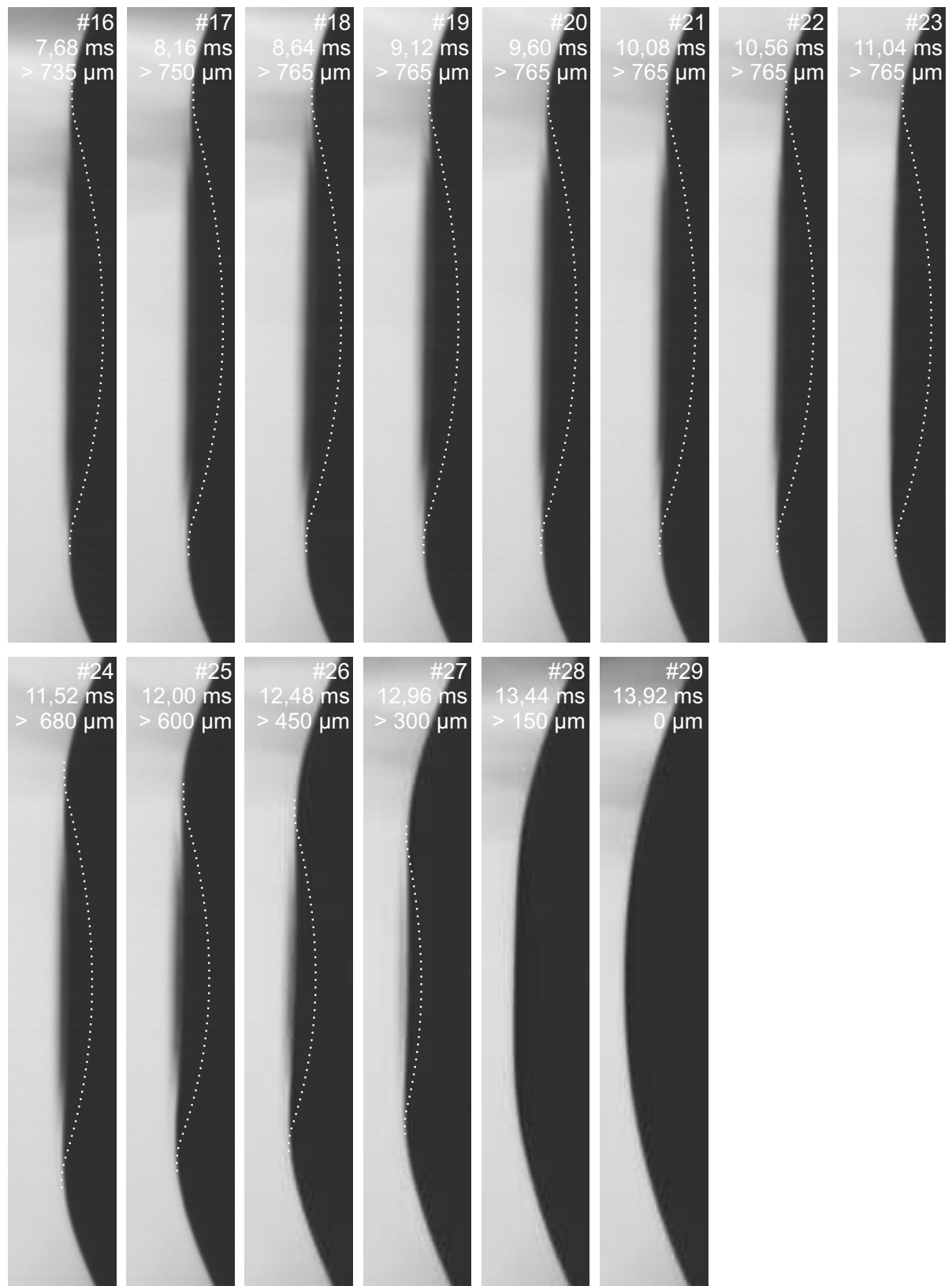


Abb. C.4: Hochgeschwindigkeitsaufnahmen der Hornhautverformung während der Tonometrie mit dem Tisch-LAT Topcon CT-10 (7,68-13,92 ms).

Die Auflösung der Hochgeschwindigkeitskamera ermöglicht eine Vermessung der Geometrie mit $15\text{ }\mu\text{m}$ pro Pixel. Auf Grund der Schattografie ist die Beurteilung von Hinterschneidungen bzw. konkaven Geometrien nicht möglich. Für eine Vermessung der Verformung bis zur maximalen Applanation ist eine Ausrichtung des Kamerasystems exakt senkrecht zur Messachse des Tonometers notwendig. Auf Grund der ständigen Bewegung von Auge und Proband unterliegt die Messung nicht vollständig kompensierbaren zufälligen Fehlern.

Die Analyse der vergrößerten Bilder zeigt, dass nach spätestens $2,4\text{ ms}$ (Bild 6 in Abb. C.3) die maximale Applanation der Hornhaut erreicht ist. Bereits in dieser Aufnahme sind leicht erhöhte Unschärfen an der scheitelnahen Begrenzung der HH zu erkennen. Im weiteren Verlauf bzw. bei weiterem Anstieg des Strömungsdrucks zeigen sich deutlich wechselhafte Unschärfen der vergrößerten Bilder. Dies lässt darauf schließen, dass die applanierte Fläche einknickt und konkav wird.

Auffällig ist zum einen, dass das Einnehmen des sphärischen Ausgangszustands der Hornhaut deutlich schneller abläuft als das Abflachen. Die Eigenfrequenz dieses Vorgangs scheint also nicht erreicht, so dass kurze Rampendauern des Druckluftstrahls möglich scheinen. Auf Grund der Erkenntnisse aus Abschnitt 4.1.3 und 4.1.5 ist es möglich, dass dann die lineare Kalibrationsgleichung auf eine höhere Ordnung erweitert werden muss.

Zum anderen erzeugt ein Großteil des Druckluftstrahls eine Verformung, die nicht mehr zur eigentlich Tonometrie beiträgt. Die Norm für Tonometer fordert einen Messbereich bis 50 mmHg , der übliche Messwert wird jedoch bei $15\text{--}25\text{ mmHg}$ liegen. Eine Reduzierung des maximalen Strömungsdrucks scheint also durchaus angemessen. Voraussetzung ist jedoch die Erfüllung der normativen Forderung, so lange ein Tonometer auch in der Lage ist, bei Bedarf bis 50 mmHg messen zu können.

C.2 Simulation der Anströmung des Auges

Mit dem Simulationsprogramm Fluent wird am Fachgebiet FST der TU Darmstadt mit einfachem Turbulenzmodell und Standard Wall Functions eine stationäre Strömung numerisch quantifiziert [89]. Folgende Parameter werden verwendet:

- Eintrittsgeschwindigkeit: $40..125\text{ }\frac{\text{m}}{\text{s}}$
- Umgebungsdruck: 1 bar
- Material: Luft bei 20°C
- Kinematische Viskosität Luft = $15,13 \cdot 10^{-6}\text{ }\frac{\text{m}^2}{\text{s}}$
- $Re = 17\,000$
- Knotenanzahl des Netzes: 1568

Die Vektoren der Anströmung sind in Abb. 4.2 gezeigt. In Abb. C.5, C.6, C.7 sind nacheinander die simulierten Drücke im Freistrahls sowie der Verlauf von dynamischem Druck,

statischem Druck und Totaldruck gezeigt.

C.3 Aufhängung des Auges

Für die Betrachtung des Auges als Masse-Feder-System (Gl. (C.1)) bestimmt LEONHARDT [110] mit einem kartesischen Koordinatensystem (x-Achse in Blickrichtung, y-Achse zur Nase, z-Achse vertikal nach oben) die Massematrix und Steifigkeitsmatrix der Augenaufhängung des rechten Auges wie folgt.

$$\underline{\underline{M}} \cdot \ddot{\underline{x}} + \underline{\underline{K}} \cdot \underline{x} = \underline{F} \quad (\text{C.1})$$

mit $\underline{\underline{M}} \equiv$ Massematrix

$\underline{\underline{K}} \equiv$ Steifigkeitsmatrix

$\underline{x} \equiv$ Bewegungsvektor

$\underline{F} \equiv$ Vektor der anregenden Kraft

mit

$$\underline{\underline{M}} = \begin{bmatrix} 11 \text{ g} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 11 \text{ g} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 11 \text{ g} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 432 \text{ g mm}^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 432 \text{ g mm}^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 432 \text{ g mm}^2 \end{bmatrix}$$

$$\underline{\underline{K}} = \begin{bmatrix} 289 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -17,5 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -4,3 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -19,2 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -54,8 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -161 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} \\ -17,5 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & 236 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -1,3 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -18,4 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & 14 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -162 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} \\ -4,3 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & -1,3 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & 199 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & 15,3 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & 136 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} & 5,1 \frac{\text{mN}}{\text{mm}} \\ -19,2 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & -18,4 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 15,3 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 4061 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & -155 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 840 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} \\ -54,8 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 14 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 136 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & -155 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 6382 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & -113 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} \\ -161 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & -162 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 5,1 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 840 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & -113 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} & 9184 \frac{\text{mNmm}}{\text{rad}} \end{bmatrix}$$

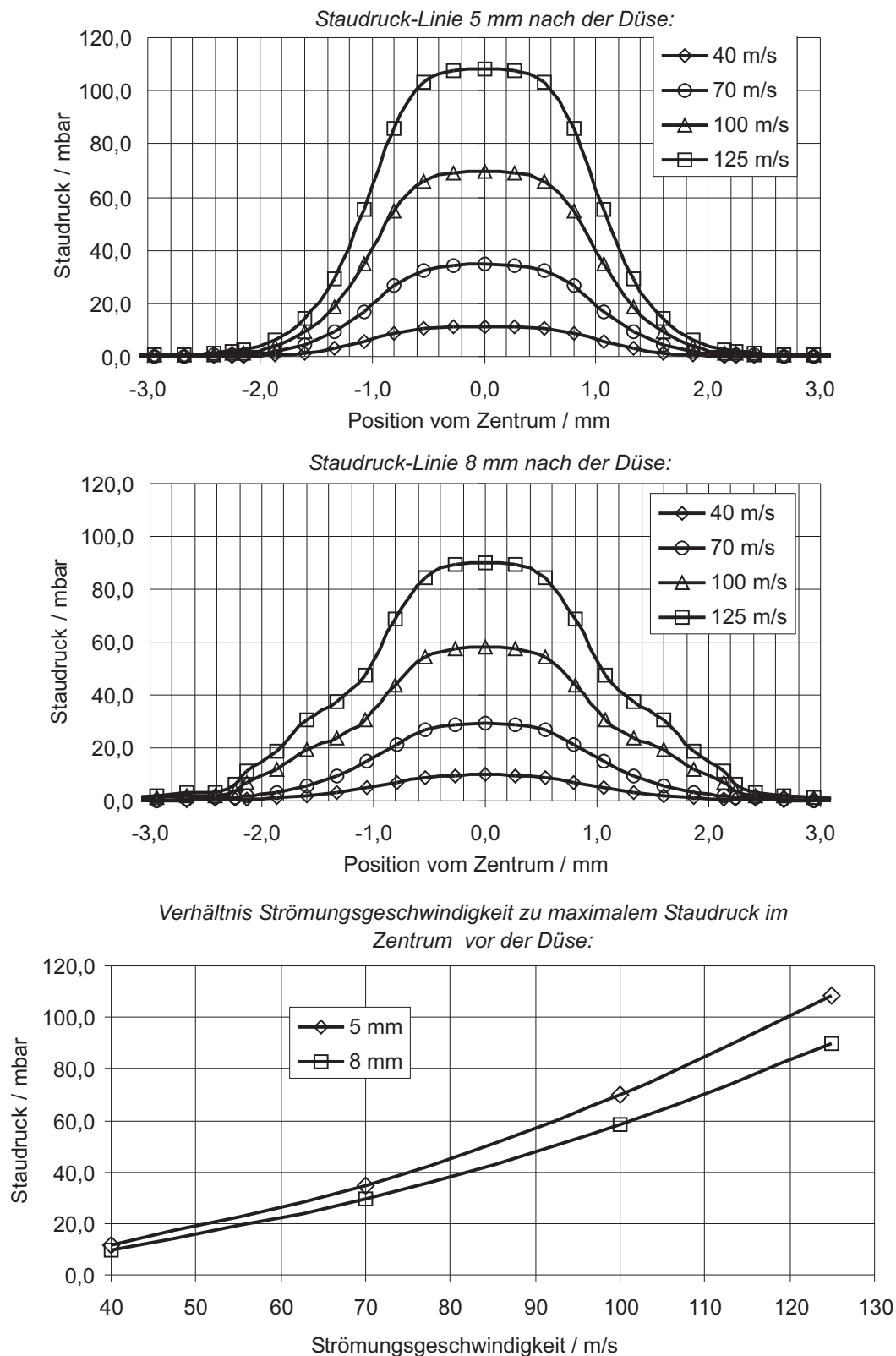


Abb. C.5: Mit Fluent simulierte Anströmung der Hornhaut: Verteilung des Staudrucks nach der Düse und Abhängigkeit des maximalen Totaldrucks von der Strömungsgeschwindigkeit.

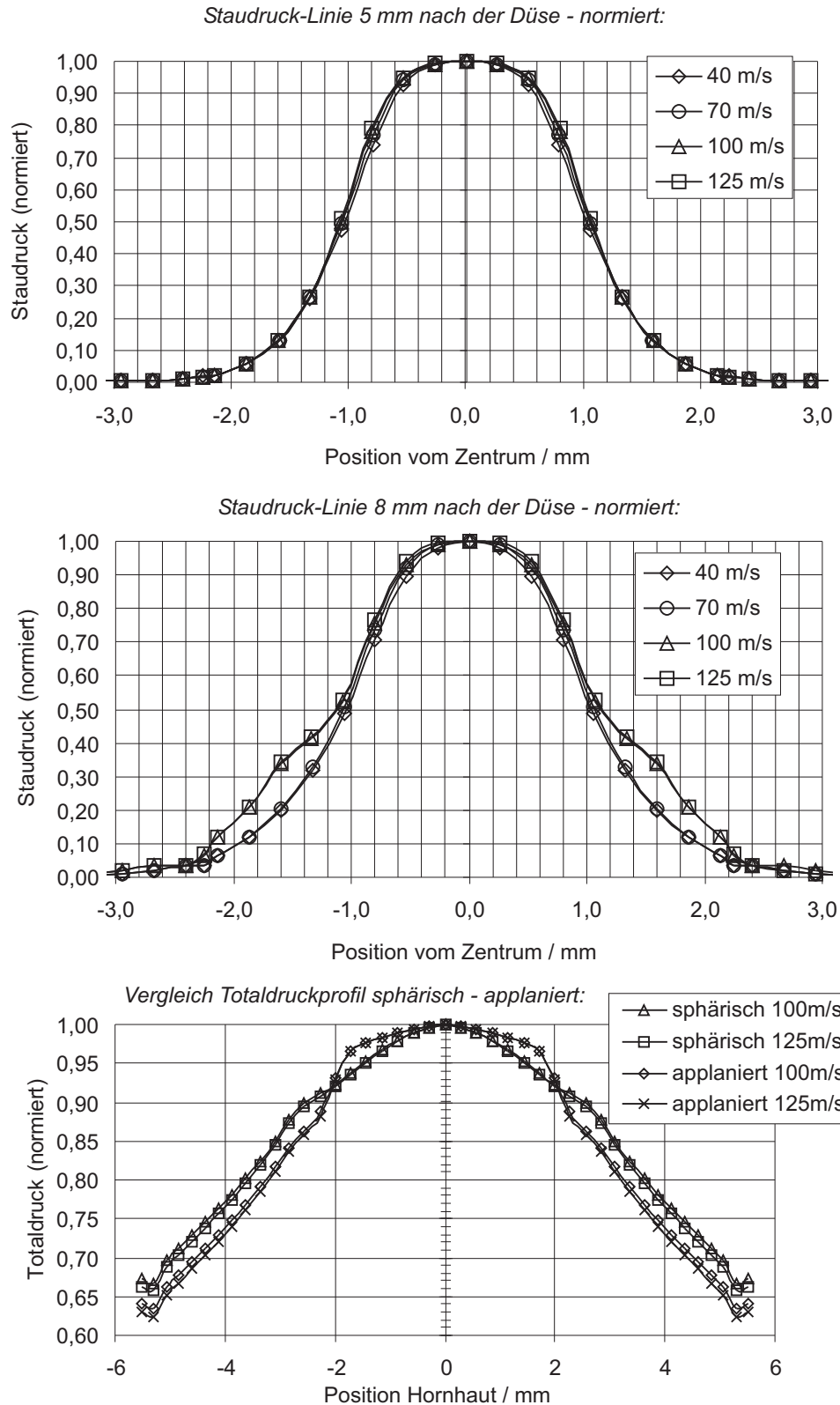


Abb. C.6: Mit Fluent simulierte Anströmung der Hornhaut: Normierte Verteilung des Staudrucks nach der Düse und Veränderung des Totaldruckprofils bei maximaler Applanation.

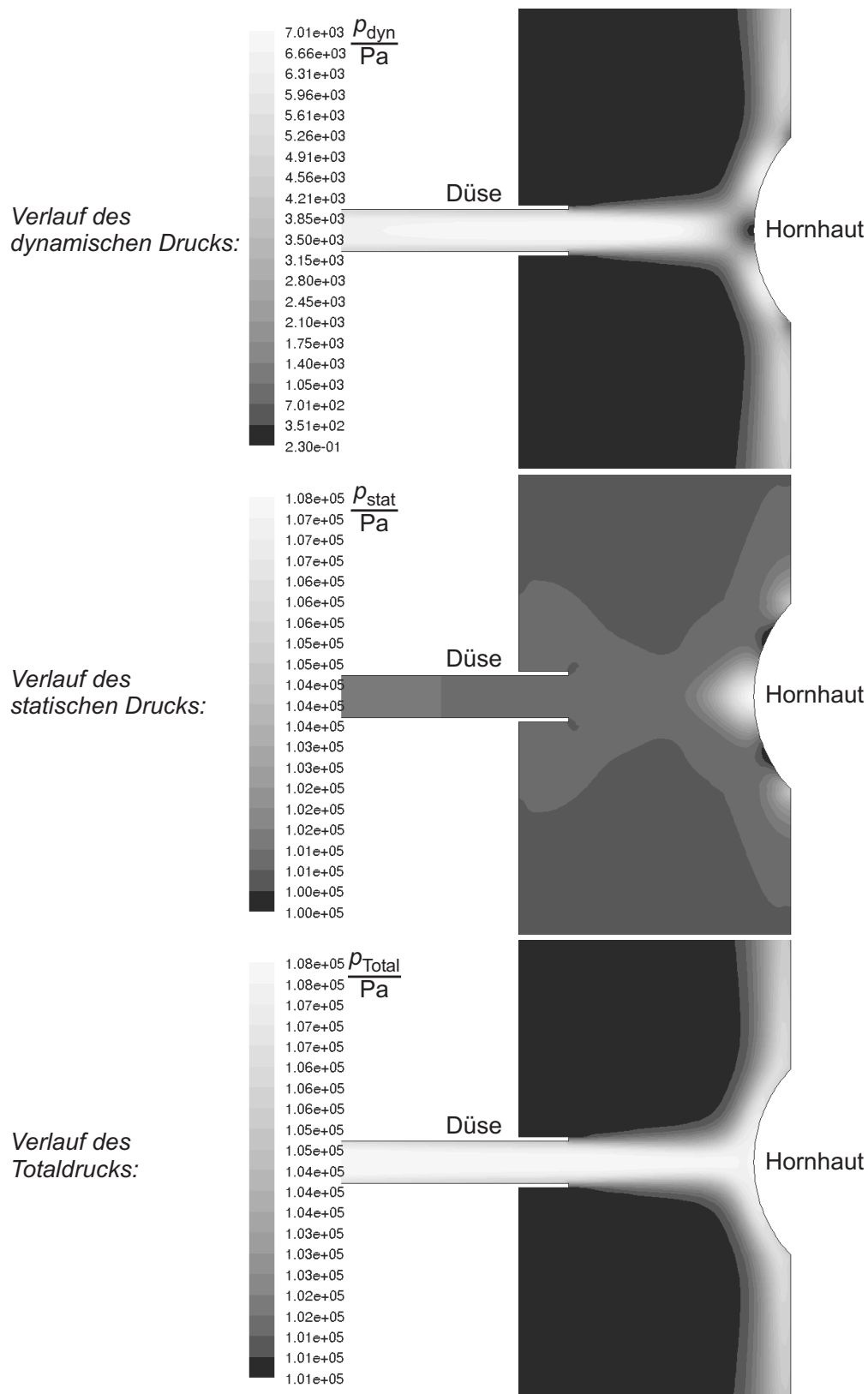


Abb. C.7: Mit Fluent simulierte Anströmung der Hornhaut: isobare Darstellung der Drücke.

C.4 Geometrische Zusammenhänge eines Kugelausschnitts

Die geometrischen Zusammenhänge einer Kugelkappe bzw. Kalotte sind in Abb. C.8 und den folgenden Gleichungen dargestellt [13].

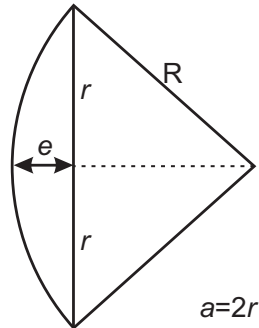


Abb. C.8: Geometrische Größen einer Kugelkappe.

$$r^2 = e(2R - e) \quad (\text{C.2})$$

$$\Leftrightarrow e = R - \sqrt{R^2 - r^2} \quad (\text{C.3})$$

$$V = \frac{1}{3} \pi e^2 (3R - e) = \frac{1}{6} \pi e (3r^2 + e^2) \quad (\text{C.4})$$

Für GAT und LAT ergeben sich aus Gl. (C.3) und (C.4) die Werte in Tabelle C.1.

Tabelle C.1: Geometrische Daten für GAT und LAT

| Anwendung | r_{appl} / mm | e / μm | V / μl |
|-----------|---------------------------|------------------------|------------------------|
| GAT | 1,53 | 147 | 0,54 |
| LAT | 2 | 254 | 1,6 |

C.5 Herleitung des dynamischen Gegendrucks der Hornhaut

Mit den in Abschnitt C.4 angegebenen Bezeichnungen und Gleichungen für die Hornhaut-Kalotte wird der dynamische Gegendruck der Hornhaut auf Grund der Massenträgheit in Abhängigkeit der Zeit hergeleitet (Gl. (C.5)ff.):

$$p(t) = \frac{F(t)}{A(t)} \quad (\text{C.5})$$

$$F(t) = m(t) \cdot a(t) \quad (\text{C.6})$$

$$m(t) = \rho \cdot V(t) \quad (\text{C.7})$$

$$V(t) = \frac{1}{3} \pi [e(t)]^2 [3R - e(t)]$$

$$a(t) = \frac{d^2 e(t)}{dt^2} \quad (\text{C.8})$$

$$A(t) = \pi r^2(t) = \pi e(t) [2R - e(t)]$$

Im Folgenden wird unterschieden zwischen dem linearen und quadratischen Druckanstieg:

| <i>Linearer Druckanstieg (Gerät: Topcon CT-10):</i> | <i>Quadratischer Druckanstieg (Gerät: Topcon CT-80):</i> |
|---|---|
| $e_{\text{lin}}(t) = c_{\text{e, lin}} t^2$ | $e_{\text{quad}}(t) = c_{\text{e, quad}} t^3$ |
| $c_{\text{e, lin}} = \frac{e_{\text{appl, max}}}{(t_{\text{appl, max}})^2} = 44,27 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$ | $c_{\text{e, quad}} = \frac{e_{\text{appl, max}}}{(t_{\text{appl, max}})^3} = 18446 \frac{\text{m}}{\text{s}^3}$ |
| $a_{\text{lin}}(t) = \frac{d^2 e(t)}{dt^2} = 2c_{\text{e, lin}}$ | $a_{\text{quad}}(t) = \frac{d^2 e(t)}{dt^2} = 6c_{\text{e, quad}} t$ |
| $p(t) = \frac{\rho \cdot V(t) \cdot a(t)}{A(t)}$ | $p(t) = \frac{\rho \cdot V(t) \cdot a(t)}{A(t)}$ |
| $p_{\text{lin}}(t) = \frac{2\rho e_{\text{lin}}(t)[3R - c_{\text{e, lin}} t^2] \cdot c_{\text{e, lin}}}{3[2R - c_{\text{e, lin}} t^2]}$ | $p_{\text{quad}}(t) = \frac{2\rho e_{\text{quad}}(t)[3R - c_{\text{e, quad}} t^3] \cdot c_{\text{e, quad}} t}{2R - c_{\text{e, quad}} t^3}$ |

Mit einem Hornhautkrümmungsradius von näherungsweise $R = 8 \text{ mm}$, einer Dichte $\rho_{\text{Wasser}} = 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ und der Scheitelpunktverschiebung von $e_{\text{appl, max}} = 254 \mu\text{m}$ zum Zeitpunkt der maximalen Applanation $t = 2,4 \text{ ms}$ ergibt sich ein Gegendruck auf Grund der Massenträgheit zu:

$$p_{\text{lin}}(2,4 \text{ ms}) = 22,7 \text{ Pa} = 0,17 \text{ mmHg} \quad p_{\text{quad}}(2,4 \text{ ms}) = 68,3 \text{ Pa} = 0,51 \text{ mmHg}$$

$$\text{für IOP} = 15 \text{ mmHg} \hat{=} 1,1 \%$$

$$\text{für IOP} = 15 \text{ mmHg} \hat{=} 3,4 \%$$

C.6 Kleine mechanische Materialkunde

Die folgenden Erläuterungen zur Beschreibung mechanischer Eigenschaften sind teilweise nicht zu verallgemeinern, sondern vor dem Hintergrund der Randbedingungen dieser Arbeit beschrieben.

Wird ein unter Zug belasteter Stab freigeschnitten, so wirkt an der Schnittfläche die **Normalspannung** σ (Einheit $\frac{\text{N}}{\text{m}^2}$) im Verhältnis (Gl. (C.9))

$$\sigma = \frac{F_S}{A} \quad (\text{C.9})$$

mit $F_S \equiv$ Zugkraft an den Stabenden, $A \equiv$ Fläche des betrachteten Schnitts

Durch die Belastung des Stabs erfolgt eine Längenänderung in Form einer Dehnung. Die dimensionslose **Dehnung** ε ist definiert als Verhältnis von Längenzuwachs zu Ausgangslänge (Gl. (C.10)).

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (\text{C.10})$$

mit $\Delta l \equiv$ Längenzuwachs, $l \equiv$ Ausgangslänge

Nach dem HOOKEschen Gesetz gilt für elastische Verformungen, die also eine reversible Strukturänderung im Materialgefüge hervorrufen, eine Proportionalität zwischen der Spannung σ und der Dehnung ε (Gl. (C.11)). Die Proportionalitätskonstante wird **Elastizitätsmodul** E (Einheit $\frac{\text{N}}{\text{m}^2}$) genannt.

$$\sigma = E\varepsilon \quad (\text{C.11})$$

Durch die Dehnung erfolgt beim Beispiel des Stabes eine Abnahme des Durchmessers bei gleichzeitiger Zunahme der Länge. Das Verhältnis aus Querdehnung zur Längsdehnung wird mit der dimensionslosen **Querkontraktion** ν (auch POISSON'sche Zahl) beschrieben (Gl. (C.12)). Einige exemplarische Werte sind in Tabelle C.2 aufgeführt.

$$\frac{\varepsilon_{\text{quer}}}{\varepsilon_{\text{längs}}} = -\nu \quad (\text{C.12})$$

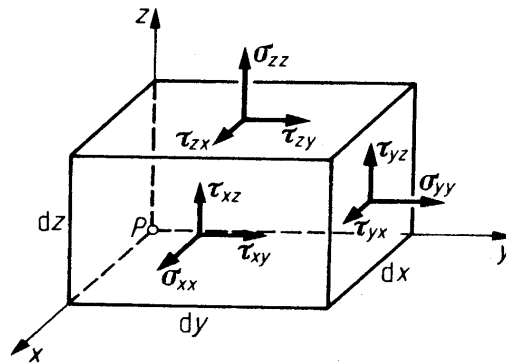
Zur vektoriellen Beschreibung der mechanischen Spannungen räumlicher Probleme werden Normalspannungen σ (senkrecht zur Schnittebene) und Schubspannungen τ (tangential zur Schnittebene) unterschieden (Abb. C.9). Positive Spannungen stellen Zugspannungen dar.

Aus dem Momentengleichgewicht des betrachteten Volumens lässt sich zeigen, dass die Schubspannungen in zwei senkrecht aufeinander stehenden Schnitten gleich sind (z.B. $\tau_{xy} = \tau_{yx}$) [60]. Damit wird der Spannungstensor σ symmetrisch zur Hauptdiagonalen (Gl. (C.13)).

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (\text{C.13})$$

Tabelle C.2: Querkontraktionszahlen einiger exemplarischer Materialien

| <i>Material</i> | <i>Querkontraktionszahl ν</i> |
|-----------------|--|
| Wasser | 0,5 |
| Gummi | 0,5 |
| viele Metalle | $\approx 0,3$ |

**Abb. C.9:** Bezeichnung der Spannungen in einem freigeschnittenen Volumenelement [60].

Während der Elastizitätsmodul den Zusammenhang zwischen Normalspannung und Dehnung beschreibt, wird die Proportionalität zwischen Scherspannung und Winkeländerung des Gefüges durch den **Schermodul** G (auch Schub-, Gleit- oder Torsionsmodul; Einheit $\frac{\text{N}}{\text{m}^2}$) beschrieben (Gl. (C.14)) [60].

$$\tau = G\gamma \quad (\text{C.14})$$

Bei homogen isotrop elastischen Materialien stehen der Elastizitätsmodul E , der Schubmodul G und die Querkontraktion miteinander in Beziehung (Gl. (4.24)). Ein **homogener Werkstoff** besitzt an jeder Stelle die gleichen Eigenschaften. Bei einem **isotropen Werkstoff** sind die Eigenschaften in alle Richtungen gleich. Durch die **Anisotropie**, also der Richtungsabhängigkeit, der Hornhaut ist der folgende Zusammenhang (Gl. (C.15)) [60] für die vorliegende Arbeit nicht gegeben.

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (\text{C.15})$$

Der Zusammenhang zwischen dem **Druck** p und der **Wandspannung** σ dünnwandiger ($d \ll r$) kugelförmiger Körper lässt sich aus dem Kräftegleichgewicht beim Schnitt einer Kugel (Abb. C.10) herleiten (Gl. (C.16)). Diese Beziehung wird auch Laplace-Gleichung genannt [60].

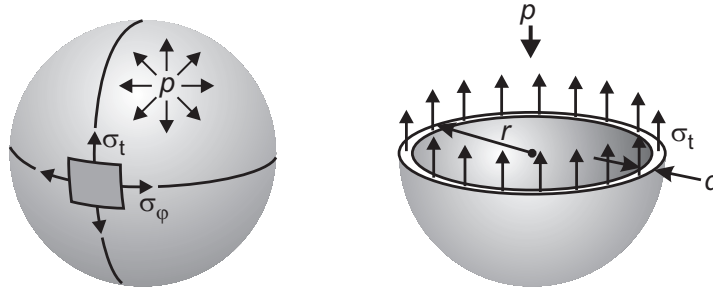


Abb. C.10: Herleitung der Laplace-Gleichung (Gl. (C.16)) aus den Schnittkräften einer unter dem Druck p stehenden Kugel (nach [60]).

$$\begin{aligned} \sigma_t 2\pi r t - p \pi r^2 &= 0 \\ \Leftrightarrow \sigma_t = \sigma_\phi &= \frac{1}{2} \frac{r}{d} p \end{aligned} \quad (\text{C.16})$$

mit $d \equiv$ Wanddicke, $r \equiv$ Kugelradius

Viele biologische Gewebe weisen ein viskoelastisches Verhalten auf. Die **Viskoelastizität** beschreibt ein zeitabhängiges Spannungs-Dehnungsverhalten, das zusätzlich noch vom Ausgangszustand abhängt. Im Gegensatz zur **Viskoplastizität** sind viskoelastische Zustände reversibel. Es werden vier Eigenschaften unterschieden [43] (Abb. C.11):

- Hysteresse** Bei Belastung und Entlastung eines Materials ergeben sich unterschiedliche Spannungs-Dehnungs-Verhalten (Abb. C.11 Teilbild a.).
- Kriechen** Bei einem (mechanischen) Spannungssprung nähert sich die Dehnung einem Grenzwert (Abb. C.11 Teilbild b.).
- Relaxation** Bei einem Dehnungssprung nähert sich die Spannung einem Grenzwert (Abb. C.11 Teilbild c.).
- Konditionierung** Bei (mechanischen) Wechselbelastungen wird der Spannungs-Dehnungs-Verlauf flacher, d.h. das Material wird weicher. Bei gleicher Belastung erhöht sich die Dehnung (Abb. C.11 Teilbild d.).

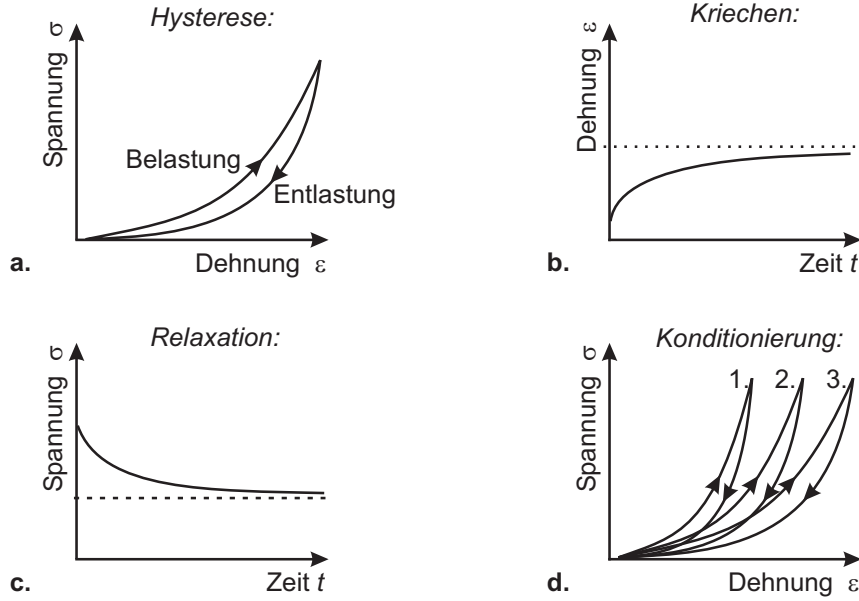


Abb. C.11: Schematische Darstellung viskoelastischer Eigenschaften [43].

C.7 Klassische Laminattheorie

Folgende Informationen ergänzen Abschnitt 4.2.4 [7]:

Für das Zusammensetzen eines Laminats aus dessen Einzelschichten ist es zweckmäßig, mit zwei Bezugssystemen zu arbeiten. Das erste (1-2-3) ist parallel bzw. senkrecht zur Faserrichtung orientiert. Das zweite System (x-y-z) ist ortsfest. Die Transformationsmatrix \mathbf{T} ermöglicht die Beschreibung des 1-2-3-Systems mit x-y-z-Orientierung, die um den Winkel θ verdreht ist (Details s. [7]). Mit

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}_k = [\mathbf{T}][\mathbf{q}][\mathbf{T}]^T \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} \quad (\text{C.17})$$

und

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \cos^2\vartheta & \sin^2\vartheta & -2\cos\vartheta\sin\vartheta \\ \sin^2\vartheta & \cos^2\vartheta & 2\cos\vartheta\sin\vartheta \\ \cos\vartheta\sin\vartheta & -\cos\vartheta\sin\vartheta & \cos^2\vartheta - \sin^2\vartheta \end{bmatrix} \quad (\text{C.18})$$

ergeben sich die reduzierten Steifigkeiten \bar{q}_{ij} aus

$$\bar{q}_{ij} = [\mathbf{T}][\mathbf{q}][\mathbf{T}]^T \quad (\text{C.19})$$

Damit lautet das Elastizitätsgesetz für jede k -te Einzelschicht

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix}_k = \begin{bmatrix} \bar{q}_{11} & \bar{q}_{12} & \bar{q}_{16} \\ \bar{q}_{12} & \bar{q}_{22} & \bar{q}_{26} \\ \bar{q}_{16} & \bar{q}_{26} & \bar{q}_{66} \end{bmatrix}_k \left\{ \begin{bmatrix} \varepsilon_x^0 \\ \varepsilon_y^0 \\ \gamma_{xy}^0 \end{bmatrix} + z \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \right\} \quad (\text{C.20})$$

Die Schnittkräfte sowie Biege- und Torsionsmomente des gesamten Laminats im x-y-z-Bezugssystem sind nach Abb. C.12 orientiert.

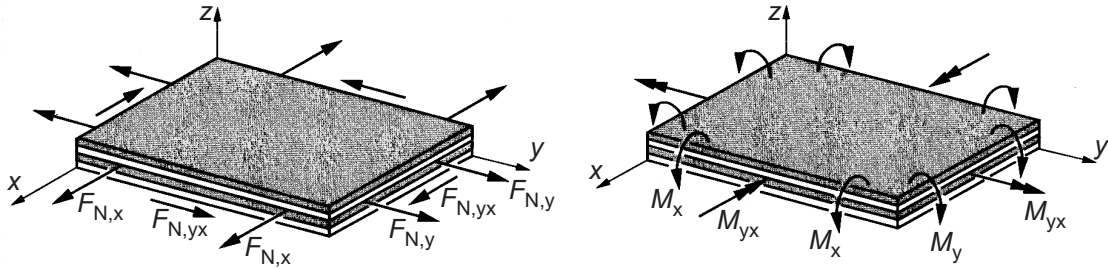


Abb. C.12: Positive Schnittkräfte (linkes Teilbild), Biege- und Drillmomente (rechtes Teilbild) [7].

Die Dehnsteifigkeiten A_{ij} , Kopplungsteifigkeiten B_{ij} und Biegesteifigkeiten D_{ij} ergeben sich aus

$$\text{Dehnsteifigkeiten } A_{ij} = \int_{-h/2}^{h/2} \bar{q}_{ij} dz = \sum_{k=1}^N (\bar{q}_{ij})_k (z_k - z_{k-1}) \quad (\text{C.21})$$

$$\text{Kopplungsteifigkeiten } B_{ij} = \int_{-h/2}^{h/2} \bar{q}_{ij} z dz = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^N (\bar{q}_{ij})_k (z_k^2 - z_{k-1}^2) \quad (\text{C.22})$$

$$\text{Biegesteifigkeiten } D_{ij} = \int_{-h/2}^{h/2} \bar{q}_{ij} z^2 dz = \frac{1}{3} \sum_{k=1}^N (\bar{q}_{ij})_k (z_k^3 - z_{k-1}^3) \quad (\text{C.23})$$

C.8 FEM-Modell des Auges

C.8.1 Mechanische Spannungen in der Lederhaut

In Abschnitt C.6 ist die Laplace-Gleichung als Zusammenhang zwischen dem Druck und den mechanischen Spannungen eines kugeligen Körpers eingeführt. Durch Gleichsetzen der Gleichungen für die Hornhaut und die Lederhaut lässt sich das Verhältnis der mechanischen Spannungen auf Grund der Geometrien zu 1,22 bestimmen (Gl. (C.24)):

$$\begin{aligned} \text{aus Gl. (C.16): } p &= 2 \sigma_{\text{HH}} \frac{d_{\text{HH}}}{r_{\text{HH}}} = 2 \sigma_{\text{HH}} \frac{d_{\text{LH}}}{r_{\text{LH}}} & (C.24) \\ \sigma_{\text{LH}} &= \sigma_{\text{HH}} \cdot \frac{0,55 \cdot 13}{7,8 \cdot 0,75} = \sigma_{\text{HH}} \cdot 1,22 \end{aligned}$$

C.8.2 Geometrie des Modells

Das Modell besitzt im Arbeitspunkt die in Abb. C.13 dargestellten Abmessungen. Es ist zu beachten, dass bei Druckbeaufschlagung des Modells zunächst eine Vordehnung des Gewebes erfolgt. Daher wird die Geometrie ortsabhängig so skaliert, dass im gewünschten Arbeitspunkt die angegebenen Abmessungen vorliegen [89].

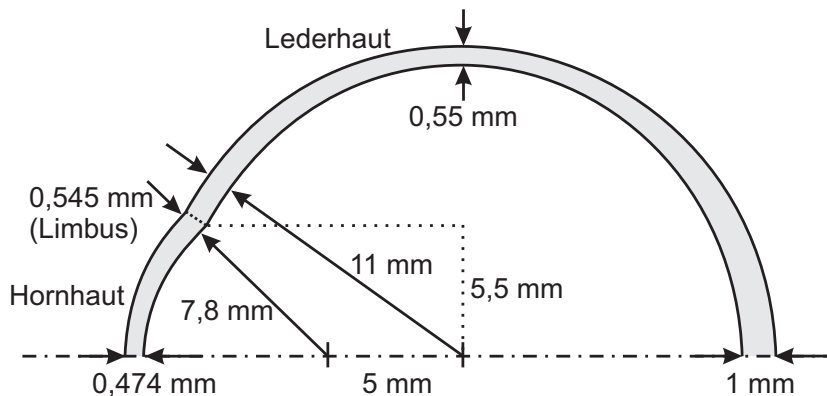


Abb. C.13: Abmessungen des FEM-Augenmodells.

Die Abmessungen entsprechen Mittelwerten [30, 193]; die HH-Dicke ist [71] entnommen.

D Funktionsstruktur des Selbst-Luft-Appplanationstonometers

Insbesondere bei elektromechanischen Aufgabenstellungen bietet sich zur Erweiterung des Lösungsraumes und zur Identifikation der zu lösenden Teilprobleme das Werkzeug der „Funktionsstrukturen“ an (Details s. [23]). Diese abstrakte Beschreibung des Problems ermöglicht dem Ingenieur das Loslösen von vorhandenen, spontanen Ideen, indem nur die drei abstrakten Größen Energie, Stoff und Nachricht bzw. Information benutzt werden. Mit nur sechs allgemeingültigen Funktionen können die drei Größen interagieren. In Abbildung D.1 ist ein möglicher funktioneller Zusammenhang zwischen den Eingangsgrößen

- „*Stoff*“ Kopf des Nutzers mit zu vermessendem Auge ($St_{\text{Kopf+Auge}}$)
- „*Energie*“ Potentielle Energie des Nutzers, die durch Anheben des Geräts zugeführt wird ($E_{\text{Kopf+Auge}}$)
- „*Energie*“ elektrische Energie als Energiequelle für das Gerät (E_{el})
- „*Stoff*“ Luft als Energieträger (St_{Luft})

und den Ausgangsgrößen

- „*Stoff*“ Kopf des Nutzers mit zu vermessendem Auge und Luftstrahl ($St_{\text{Kopf+Auge}}+St_{\text{Luft}}$)
- „*Nachricht*“ Der Augeninnendruck als Messwert (N_{IOP})

gezeigt. Die Störgrößen und Restriktionen wurden in Kapitel 4 bereits ausführlich diskutiert.

Folgende Teilprobleme lassen sich für ein System ableiten, bei dem sowohl das Auge als auch die Messeinheit bewegt werden:

1. Gerät vom Benutzer aufnehmen und sein Auge auf das Gerät ausrichten lassen
2. Position des Auges erfassen
3. Messeinheit aktiv ausrichten
4. Druckluftstrahl erzeugen
5. maximale Applanation erfassen
6. Messdaten in Augeninnendruck umrechnen

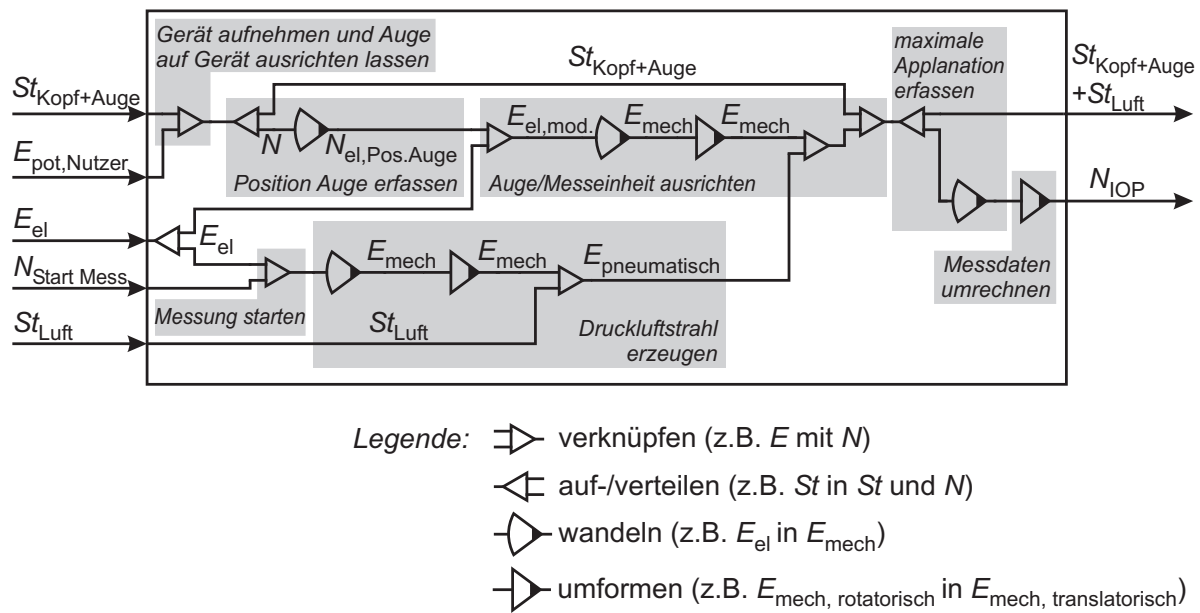


Abb. D.1: Funktionsstruktur mit geringem Detaillierungsgrad für ein Selbst-LAT.

Abgeleitete Teilprobleme sind grau hinterlegt. Es wird die Notation nach Roth [23] verwendet.

E Weiterführende Informationen zum Sensorsystem des SLAT

E.1 Ausrichtung oder Fixierung eines Handgeräts am Schädel

Im Rahmen eigener Arbeiten und einer Design-Studie [131] werden verschiedene Vorschläge zur Abstützung eines handgehaltenen Geräts am Schädel erarbeitet (Abb. E.1). Bei der Abstützung ist zu beachten, dass diese den IOP durch Druck auf das Auge nicht künstlich erhöht. Besonders vorteilhaft sind daher Abstützungen auf Schädel-Bereichen mit wenig verschiebbarer Haut bzw. Fettpolstern, z.B. Nasenbein, Schläfe, Wangenknochen.

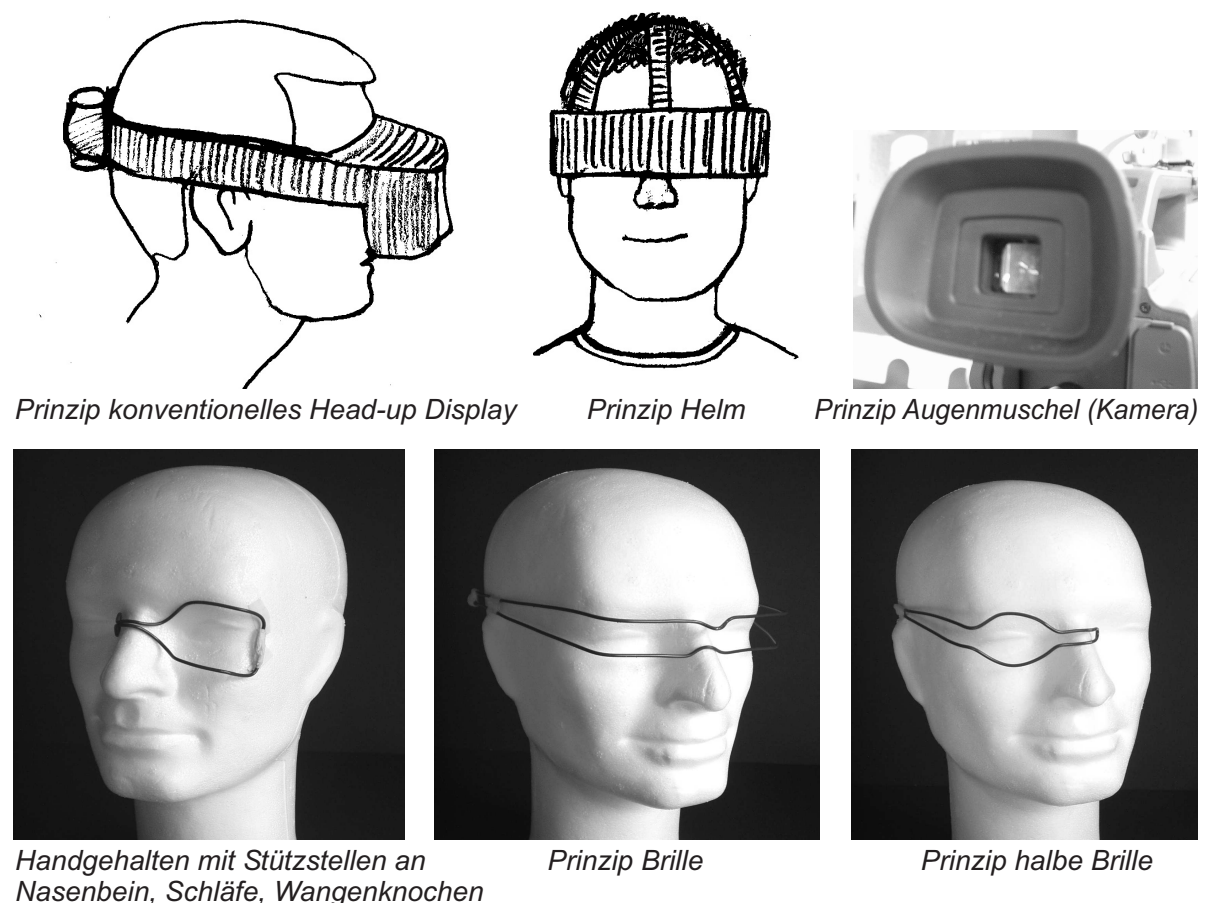


Abb. E.1: Möglichkeiten der Abstützung eines handgehaltenen Selbsttonometers.

Vorteilhaft ist ein symmetrisch gestaltetes Gerät, das für die Messung am linken und am rechten Auge nur horizontal gedreht werden muss. Die Symmetrieeigenschaften müssen ausreichend tolerant gegenüber den i.d.R. nicht exakt symmetrischen Schädelanatomien sein.

E.2 Nicht ideal-sphärische Hornhautgeometrien

Abweichungen der Hornhautgeometrie von der sphärischen Form (Kugel) werden als Astigmatismus bezeichnet. In Abbildung E.2 ist ein Astigmatismus am Beispiel eines Keratokonus, eine kegelförmige Vorwölbung der Hornhaut, zu sehen (linkes Teilbild). Ebenfalls aufgeführt ist die Brechkraft dieser HH in Draufsicht (rechtes Teilbild).

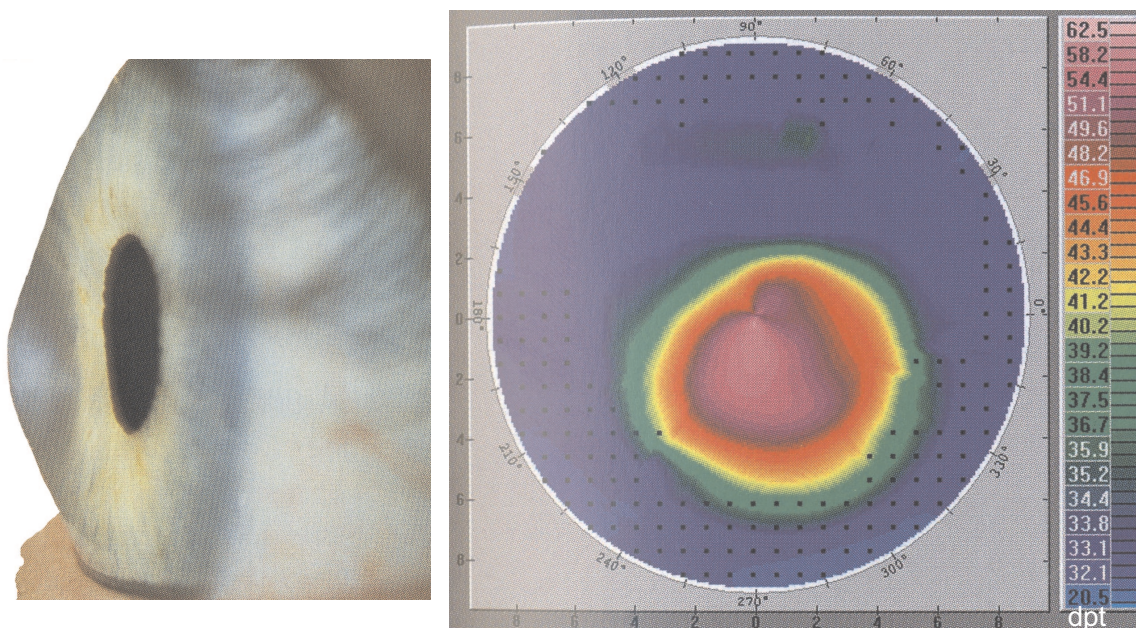


Abb. E.2: Astigmatismus in Form eines Keratokonus [56].

Linkes Teilbild: Geometrie in der Seitenansicht

Rechtes Teilbild: Darstellung der Brechkraft der HH in Draufsicht (ca. 62 dpt im Zentrum und ca. 33 dpt außerhalb des Keratokonus).

E.3 Änderung der Hornhautgeometrie durch chirurgische Eingriffe zur Refraktionskorrektur

Beispielhaft sind im Folgenden die drei bekanntesten Verfahren zur chirurgischen Korrektur der Brechkraft der Hornhaut (Refraktion) aufgeführt. Hinsichtlich Anwendungsbereich und Vor-/Nachteilen sei auf die Fachliteratur verwiesen ([56, 104] u.a.).

E.3.1 Photorefraktive Keratektomie (PRK)

Bei der PRK wird das oberste Hornhautepithel abgeschabt (Abb. E.3). Mittels eines Excimer-Lasers wird ein Teil des Stromas abgetragen. Nach zwei bis drei Tagen ist über der Abtragszone neues Epithel nachgewachsen. Die veränderte Geometrie wirkt sich somit auch auf die Brechkraft der HH aus.

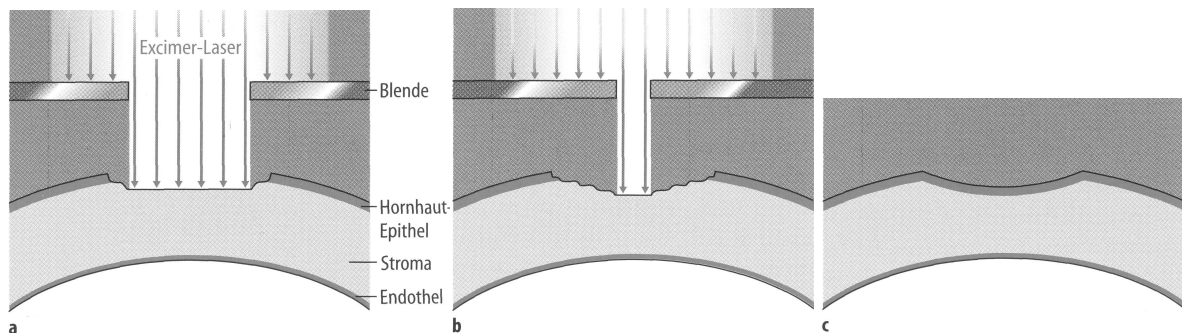


Abb. E.3: Schematische Darstellung der refraktionskorrigierenden Chirurgie mit dem PRK-Verfahren [56].

E.3.2 Laser Epithelial Keratektomy (LASEK)

Bei der LASEK handelt es sich um eine modifizierte PRK. Das Epithel wird jedoch nicht entfernt, sondern nach Tränkung mit einer Alkohollösung vorsichtig aufpräpariert und als Lappchen beiseite geschoben. Nach Abdünnen des Stromas wird das Epithel zurückgeschoben.

E.3.3 Laser in situ Keratomileusis (LASIK)

Bei der LASIK wird mit einem Präzisionsskalpell eine Stromalamelle („flap“) von 150 µm Dicke eingeschnitten und zurückgeklappt (Abb. E.4). Anschließend erfolgt die refraktionskorrigierende Laserbearbeitung und das Zurückklappen des flaps in die anatomische Position.

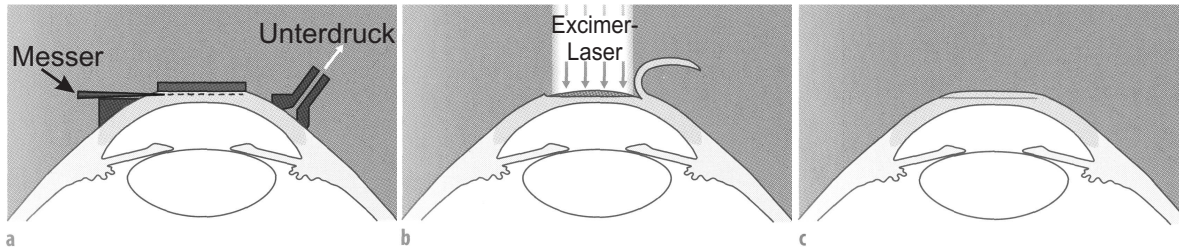


Abb. E.4: Schematische Darstellung der refraktionskorrigierenden Chirurgie mit dem LASIK-Verfahren [56].

E.4 Betrachtung der zulässigen Bestrahlung am Auge

Folgende Parameter müssen für die Berechnung der zulässigen Bestrahlung am Auge bestimmt werden:

- *Emittierter Strahlungsfluss:* Je nach Richtlinie wird der Grenzwert mit dem auf dem Auge auftreffenden Strahlungsfluss gewichtet. Bei einem Vorwärtsstrom der LED von 100 mA und einer Betriebsdauer von 20 ms ergibt sich laut Datenblatt ein Strahlungsfluss $\Phi = 50 \text{ mW}$, und eine max. Strahlstärke $I = 1250 \frac{\text{mW}}{\text{sr}}$. Weitere Werte sind nur für einen Betriebsstrom von 1 A über 100 μs angegeben.
- *Abstand von der Strahlquelle:* Der Abstand zwischen aktiver Chipfläche und der Hornhaut bestimmt sich aus der Summe der in Abb. E.5 gezeigten Einzelabmessungen.

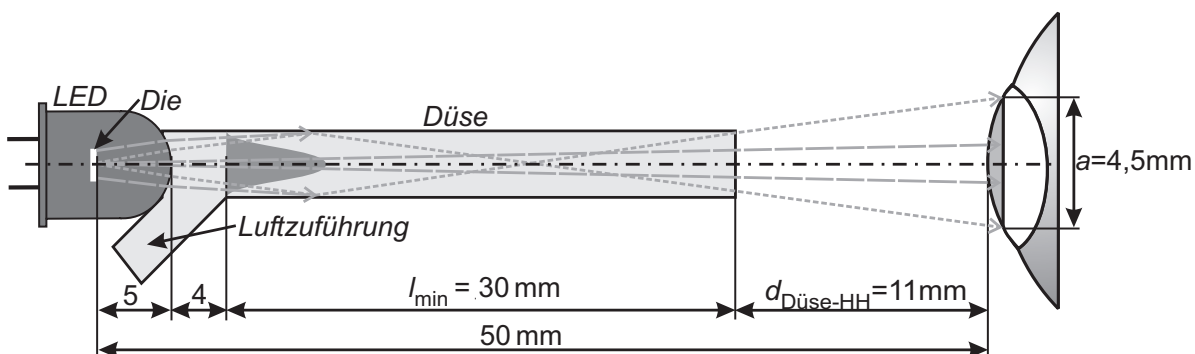


Abb. E.5: Abstand zwischen emittierendem Chip der LED und der Hornhautoberfläche.

- *Raumwinkel des Strahls:* Der Raumwinkel des auf die HH auftreffenden Strahlungsflusses (Abb. 6.16) beträgt $6,36 \cdot 10^{-3} \text{ sr}$
- *Wellenlänge:* UV-Licht und blaues Licht erzeugt relativ gesehen eine deutlich höhere Schädigung als IR-Strahlung. Die Peak-Wellenlänge beträgt 850 nm, die 50 % Bandbreite 40 nm.
- *Expositionsdauer:* Nach IEC 62471 werden ab einer Beleuchtungsdauer größer 0,25 s

die Mikrosakkaden des Auges vorausgesetzt, so dass sich die Strahlungsenergie auf einer größeren Fläche verteilt. Es wird eine kontinuierliche Bestrahlung zu Grunde gelegt. Bei einer gepulsten Bestrahlung (Abschnitt 6.3.1) sinkt die Belastung näherungsweise um das Puls-Pausen-Verhältnis. Es wird eine worst-case Expositionszeit von 30 s pro Messung angesetzt. Über Erholungszeiten wird in keiner Norm eine Aussage getroffen.

Die Strahldichte der LED bei einem Diodenstrom von 100 mA in der Ebene der HH berechnet sich aus dem Radiometrischen Grundgesetz

$$L = \frac{d^2\Phi}{dA \cos \theta d\Omega} \quad (\text{E.1})$$

mit $\Phi \equiv$ Strahlungsfluss, $A \equiv$ bestrahlte Fläche,

$\theta \equiv$ Winkel zum Lot der bestrahlten Fläche, $\Omega \equiv$ strahlende Raumwinkel

Aus den in Abb. E.5 gezeigten Geometrien und dem Datenblatt ergeben sich die folgenden Größen:

$$\begin{aligned} \Phi &= 50 \text{ mW} \\ dA(\varnothing 4,5 \text{ mm}) &= 1,59 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 \\ \cos \theta &= 1 \\ d\Omega &= \frac{dA}{d^2} = \frac{1,59 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2}{50 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2} \\ \Rightarrow L_{max} &= 494,44 \frac{\text{mW}}{\text{m}^2 \text{sr}} \\ \Rightarrow E_{max} &= 314,5 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2} \text{ (ungewichtet } \rightarrow \text{ s.u.)} \end{aligned}$$

E.4.1 ISO 15004:1997 Ophthalmische Instrumente

Die ISO 15004 gibt nur eine maximal zulässige Bestrahlungsstärke in Abhängigkeit des Wellenlängenbereichs vor. Für den roten und Nah-Infraroten Bereich beträgt die Grenze $100 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$. Dieser Wert ist auf eine maximale Öffnung der Iris von 8 mm ausgelegt. Wird ein kleinerer Bereich bestrahlt, wie in diesem Fall ein Durchmesser von 4,5 mm, so kann die Grenze zur Flächenänderung proportional erhöht werden. Es ergibt sich ein zulässiger Grenzwert von $316 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2}$, der bei einem Diodenstrom von 100 mA in etwa erreicht wird, bei 10 mA deutlich unterboten wird.

E.4.2 DIN 60825:2003 Laserschutz

Der zulässige Grenzwert nach DIN 60825 wird für eine Einwirkdauer von 10 bis 100 s und einer Ausdehnung der Quelle von $\alpha = 2 \cdot \arctan\left(\frac{2,25}{50}\right) = 100 \text{ mrad}$ nach Gl. (E.2) bestimmt.

$$H_{max} = 18 \cdot t^{0,75} C_4 C_6 C_7 \frac{\text{Ws}}{\text{m}^2} \quad (\text{E.2})$$

mit $C_4 = 2$ (Korrekturfaktor der Wellenlänge)

$C_6 = 66,7$ (bei Quellenausdehnung 100 mrad)

$C_7 = 1$ (Korrekturfaktor für 850 nm)

Der damit bestimmte Grenzwert der zulässigen Bestrahlungsenergie beträgt $H < 3,1 \frac{\text{Ws}}{\text{cm}^2}$. Für $t = 30 \text{ s}$ ergibt sich eine mit der SFH-4550 bei 100 mA eine Bestrahlungsenergie von $9,43 \frac{\text{Ws}}{\text{cm}^2}$, die den Grenzwert um den Faktor 3 überschreitet. Auch hier stellt ein 1/10 des Vorwärtsstroms in Höhe von 10 mA eine für den Benutzer sichere Auslegung dar.

E.4.3 IEC 62471:2002 Lampensicherheit

Die DIN 60825 gewichtet die Strahlung im IR-Bereich größer 10 s mit einer speziellen Funktion $R(\lambda)$, die der Gefahr eines thermischen Schadens durch IR-Strahlung angepasst ist. Für eine Wellenlänge von 850 nm ergibt sich ein Gewichtungsfaktor von 0,5. Die 50 % Bandbreite $d\lambda$ der SFH-4550 beträgt 40 nm. Die Strahldichte ergibt sich nach Gl. (E.3):

$$L_{\text{IR}} = \sum_{780}^{1400} L_{\lambda} \cdot R(\lambda) \cdot \delta\lambda = 24,7 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2\text{sr}} = 157 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2} \quad (\text{E.3})$$

Der Grenzwert der Strahldichte $L_{\text{IR}} < 3,5 \cdot 10^2 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2\text{sr}} (= 2,24 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2})$ wird selbst bei einem unrealistisch hohen Diodenstrom von 100 mA deutlich eingehalten.

F Weiterführende Informationen zur Druckluftstrahlerzeugung des SLAT

F.1 Grundlagen der Strömungstechnik

F.1.1 Kompressibilität

Jedes Fluid bzw. Gas ist mehr oder weniger kompressibel. Die Relevanz der Kompressibilität und einer damit verbundenen Dichteänderung lässt sich mit der Machzahl bestimmen, die das Verhältnis von Strömungs- zu Schallgeschwindigkeit beschreibt. Unterhalb einer **Machzahl** Ma von 0,3 kann man das Gas als dichtebeständig ansehen. In Fall eines LAT ergibt sich (unter Vernachlässigung der Abhängigkeit der Schallgeschwindigkeit von der Strömungsgeschwindigkeit) mit

$$Ma = \frac{v_{\max}}{c_{\text{Luft}}} = \frac{100 \frac{\text{m}}{\text{s}}}{334 \frac{\text{m}}{\text{s}}} = 0,299. \quad (\text{F.1})$$

Das Fluid Luft kann bei den vorliegenden Strömungsgeschwindigkeiten also gerade noch als dichtebeständig angesehen werden [181].

F.1.2 REYNOLDS-Zahl

Die REYNOLDS-Zahl ist eine Kennzahl zur Beschreibung von Strömungen. Sie ist definiert nach Gl. (F.2).

$$Re = \frac{L v}{\nu} \quad (\text{F.2})$$

mit $L \equiv$ charakteristische Länge (\varnothing bei Rohren), $v \equiv$ Strömungsgeschwindigkeit,
 $\nu \equiv$ kinematische Viskosität (für Luft bei 1 bar, 20°C $\nu = 1,5 \cdot 10^{-5} \frac{\text{m}^2}{\text{s}}$)

Bei einer Strömungsgeschwindigkeit von $100 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ (Abschnitt 7) und einer charakteristischen Länge von 2,5 mm (Düsendurchmesser) ergibt sich eine Reynoldszahl von $Re \approx 16\,670$.

F.1.3 Geschwindigkeitsverteilungsgesetz

In Ergänzung zu Abb. 7.1 ist hier das Geschwindigkeitsverteilungsgesetz einer Rohrströmung aufgeführt (Gl. (F.3)):

$$\frac{v}{v_{\max}} = \left(\frac{\frac{d}{2} - r}{\frac{d}{2}} \right)^{\frac{1}{n}} \quad (\text{F.3})$$

mit $v \equiv$ Strömungsgeschwindigkeit, $v_{\max} \equiv$ max. Strömungsgeschwindigkeit

$d \equiv$ Rohrdurchmesser, $r \equiv$ Laufvariable Radius

$n \equiv$ Exponent der Geschwindigkeitsverteilung; hier: $n=6$

Je größer die Reynoldszahl und je glatter die Rohrwand desto flacher ist die einhüllende Kurve der Geschwindigkeitsvektoren [10] (Abb. 4.2).

F.2 Auslegung des SLAT

F.2.1 Laminare Grenzschicht im Rohr

Die laminare Grenzschichtdicke einer turbulenten Strömung im Rohr (s.a. Abb. 7.1) wird nach PRANDTL mit Gl. (F.4) berechnet [10] und bestimmt sich zu 32 μm :

$$\delta_l \approx \frac{34,2}{(0,5 \cdot Re)^{0,875}} \cdot d \quad (\text{F.4})$$

mit $\delta_l \equiv$ laminare Grenzschichtdicke, $d \equiv$ Rohrdurchmesser

F.2.2 Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung

Es stellt sich die Frage, ob der Rohrdurchmesser der Druckluftzuführung so groß gewählt werden kann, dass ausschliesslich eine laminare Strömung auftritt. Dazu wird die Strömungsgeschwindigkeit als Funktion des Rohrdurchmessers und des maximalen Volumenstroms ausgedrückt:

$$Re_{\max} = \frac{L v_{\max}}{\nu} < 2320 \quad (\text{F.5})$$

$$\text{mit } v_{\max} = \frac{\dot{V}_{\max}}{\left(\frac{L}{2}\right)^2 \pi} \quad (\text{F.6})$$

$$\Rightarrow Re_{\max} = \frac{4 \dot{V}_{\max}}{\nu L \pi} < 2320 \quad (\text{F.7})$$

$$L > 17,9 \text{ mm}$$

Das bedeutet, ab einem Rohrdurchmesser von 17,9 mm tritt auch bei der maximalen Strömungsgeschwindigkeit von $100 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ keine turbulente Strömung auf. Dieser Querschnitt ist jedoch nicht realisierbar (Abschnitt 7.3). Die turbulente Strömung muss auch in der Zuleitung in Kauf genommen werden.

Ungünstig ist die Tatsache, dass die Strömung instationär ist. Dadurch wächst die REYNOLDS-Zahl proportional zur Strömungsgeschwindigkeit. Beim Übergang der laminaren in die turbulente Strömung verhält sich die Rohrreibungszahl (s.a. Tab. F.1) nicht stetig (Abb. F.1).

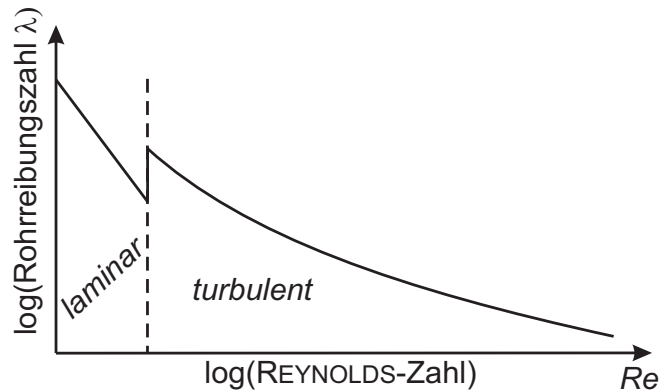


Abb. F.1: Abhängigkeit der Rohrreibungszahl von der REYNOLDS-Zahl [10].

F.2.3 Rohrreibungszahlen verschiedener Geometrien

Die Rohrreibungszahlen lassen sich nur für sehr wenige Fälle analytisch bestimmen [181]. Daher sind verschiedene Zustände in parametrischer Form tabelliert nachzuschlagen [10, 181]. Eine Übersicht der Rohrreibungszahlen einer stationären, turbulenten Strömung ist in Tabelle F.1 aufgeführt. Tests zeigen, dass der Druckverlust der stationären Strömung nicht auf den vorliegenden instationären Fall übertragbar ist. Der stationäre Druckverlust liegt für den Messbereich bis 30 mmHg bei nur ca. 20 % des instationären Falls.

F.2.4 Zu komprimierendes Volumen

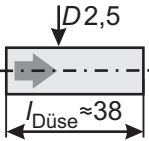
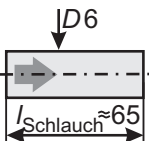
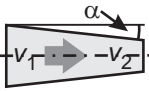
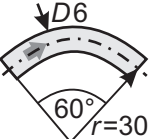
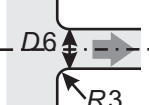
Eine Abschätzung des erforderlichen, zu komprimierenden Volumens über den Volumenstrom ergibt:

$$V = \int \frac{dV}{dt} = \dot{V} = \int A_{\text{Düse}} \cdot v(t) \quad (\text{F.8})$$

$$v(t) = c_0 \cdot t \quad \text{mit} \quad c_0 = \frac{v_{\text{max}}}{t_{\text{max}}} = 16,667 \cdot 10^3 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \quad (\text{F.9})$$

$$\Rightarrow V = 1,475 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 = 1,475 \text{ cm}^3 \quad (\text{F.10})$$

Tabelle F.1: Abschätzung des Druckverlusts einer *stationären* turbulenten Strömung mit Hilfe empirisch bestimmten Tabellen [10]. *Alle Werte sind Maximalwerte.*

| | Druckverlust $\Delta p_{\text{Verlust,max}} =$ | Widerstandszahl ζ | absoluter Druckverlust $\Delta p_{\text{Verlust,max}} =$ |
|--|---|---|--|
| Parameter | | | bis 30 mmHg: $v_{\text{Düse}} = 100 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ $\bar{v}_{\text{Düse}} = 80,1 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ $v_{\text{Schlauch}} = 17 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ $\bar{v}_{\text{Schlauch}} = 13,6 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ $Re_{30 \text{ Düse}} = 16667$ $Re_{30 \text{ Schlch}} = 6932$ |
| Rohr: Düse  | $\zeta \cdot \frac{\rho}{2} \bar{v}_{\text{Düse}}^2$ | $\zeta = \lambda \cdot \frac{l}{D}$ $\lambda = 0,316 \cdot Re^{-0,25}$ $\lambda(Re_{30}) = 0,0279$ $\zeta_{Re30} = 0,42$ $\lambda(Re_{50}) = 0,0245$ $\zeta_{Re50} = 0,37$ | 17,4 mbar |
| Rohr: Schlauch  | $\zeta \cdot \frac{\rho}{2} \bar{v}_{\text{Schlauch}}^2$ | $\zeta = \lambda \cdot \frac{l}{D}$ $\lambda = 0,316 \cdot Re^{-0,25}$ $\lambda(Re_{30}) = 0,0347$ $\zeta_{Re30} = 0,37$ $\lambda(Re_{50}) = 0,0304$ $\zeta_{Re50} = 0,33$ | 0,44 mbar |
| Konfuser  | $\zeta \cdot \frac{\rho}{2} v_2^2$ $v_2 = v_{\text{Düse}}$ | 0,01 ($\alpha = 10^\circ$) (0,075 ($\alpha = 45^\circ$)) | 0,64 mbar |
| Krümmer  | $\zeta \cdot \frac{\rho}{2} \bar{v}_{\text{Schlauch}}^2$ | 0,45 (Re_{30}) 0,5 (Re_{50}) | 0,54 mbar |
| Einlauf  | $\zeta \cdot \frac{\rho}{2} \bar{v}_{\text{Schlauch}}^2$ | 0,2 | 0,24 mbar |

Dieser Volumenstrom steht unter einem statischen Druck, der höher als der Umgebungsdruck ist. Eine Abschätzung des zu komprimierenden Volumens unter Vernachlässigung der kontinuierlichen Volumenänderung durch Ausströmen über die adiabatische Zustandsgleichung [179] ergibt

$$p V^\gamma = \text{const} \quad (\text{F.11})$$

$$p_1 V_1^\gamma = p_2 V_2^\gamma \quad (\text{F.12})$$

$$V_1 = \sqrt[\gamma]{\frac{p_2 V_2^\gamma}{p_1}} = 3 \text{ cm}^3 \quad (\text{F.13})$$

mit $\gamma_{\text{Luft}} = \frac{C_p}{C_v} = 1,4$

p_1 = Umgebungsdruck $\approx 1,024 \text{ bar}$

V_1 = gesuchtes Volumen

p_2 = statische Druck in der Strömung (aus Fluent-Simulation) = 1,048 mbar

V_2 = ausströmendes Volumen = 1,475 cm³ (Gl. (F.8))

Die Realität zeigt, dass ein Volumen von 5 cm³ komprimiert werden muss. Die Abschätzung über den Volumenstrom und die adiabatische Zustandsgleichung ist unzureichend. Ein thermodynamischer Ansatz ist unumgänglich.

G Details zur messtechnischen Charakterisierung

G.1 Technische Daten

Tabelle G.1: Technische Daten des realisierten Labormusters

| <i>Eigenschaft</i> | <i>Wert</i> |
|--|---|
| Messbereich des Augeninnendrucks | bis 30 mmHg |
| Positionsauflösung in horizontaler Ebene | 15 μm (im Zentrum $\pm 0,5$ mm) |
| Auflösung horizontaler Abstand | 75 μm |
| emittierte Strahldichte in HH-Ebene | 24,7 $\frac{\text{mW}}{\text{cm}^2\text{sr}}$ ($\lambda_{\text{Peak}} = 850$ nm, BW = 40 nm) |
| Dauer einer Messung | 2-3 s |
| Rampendauer Druckanstieg | 6 ms |
| maximaler Staudruck | 75 mbar |
| Energiebedarf (max.) | |
| Motoren | $3 \times 1,6$ W über 3 s $\equiv 14,4$ Ws |
| VoiceCoil | 125 W über 6 ms $\equiv 0,75$ Ws |
| Elektronik | 1 W über 33 s $\equiv 33$ Ws |
| pro Messung | max. 48,15 Ws |
| → bei 3 s Positionierung, 30 s Leerlauf: | |
| mit 4 Micro-Zellen (0,25 Ah) | ca. 20 Messungen |
| mit 4 Mignon-Zellen (2 Ah) | ca. 200 Messungen |
| Prozessregelung und Signalverarbeitung | Labview (PC) |
| Volumen der Einzelkomponenten | ca. 1 dm ³ |
| Gesamtmasse eines autarken Systems | |
| Aktoren Positioniersystem | 100 g |
| Kinematik Positioniersystem | 50 g |
| Voice-Coil Aktor und Zylinder | 130 g |
| optischer Messkopf | 30 g |
| Akkus (4 Mignon) | 100 g |
| uC/Elektronik | 50 g |
| Gehäuse | 250 g (Schätzung; Labormuster: n.v.) |
| Chassis, Halterungen | 250 g (Schätzung; Labormuster: 790 g) |
| Σ | 960 g |

G.2 Erste Probandenmessreihe

Die erste Messreihe mit je drei Messungen an je 12 Augen in vivo dient der Validierung des Messsystems. Dazu sind die Baugruppen des Tonometers auf einem Gestell montiert (Abb. G.1). Das Gerät ist nicht handgehalten, um Relativbewegungen zu minimieren. Die Versuchsergebnisse zeigen eine geringere Messunsicherheit als der Stand der Technik und bestätigen damit die Funktionalität des Systems (Details s. Anhang Teil G.2).

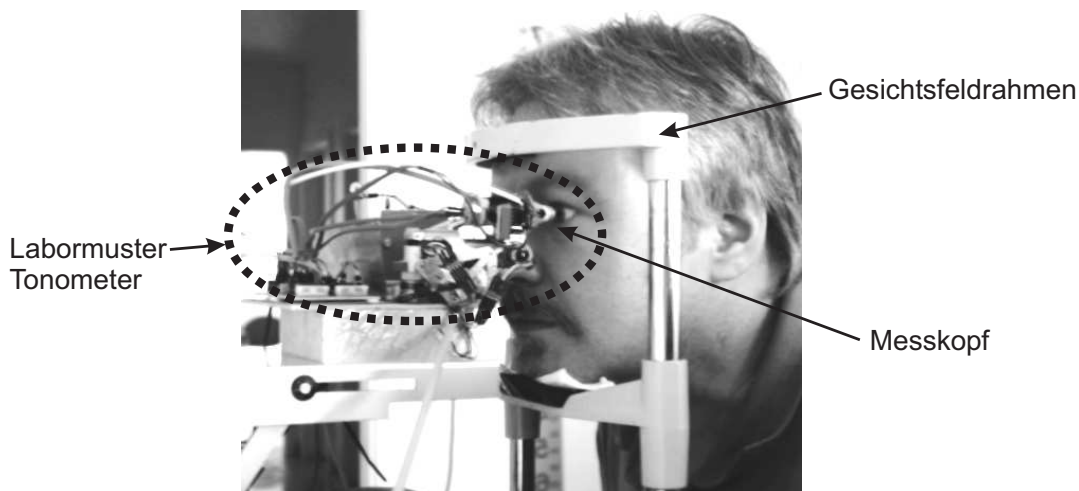


Abb. G.1: Abstützung des Probandenkopfes bei Durchführung der ersten Messreihe.

Der Patient legt seinen Kopf auf einen Gesichtsfeldrahmen, den er so justiert, dass er die Peil-LED in der Düse gut erkennen kann. Die Messung wird nach Signal des Probanden durch den Autor ausgelöst. Die Versuchsergebnisse zeigen eine geringere Messunsicherheit als der Stand der Technik und bestätigen damit die Funktionalität des Systems (Anhang Teil G.2).

Das Ergebnis der Messunsicherheit des Labormusters im Vergleich zum Tisch-LAT Topcon CT-80 ist in Abb. G.2 dargestellt.

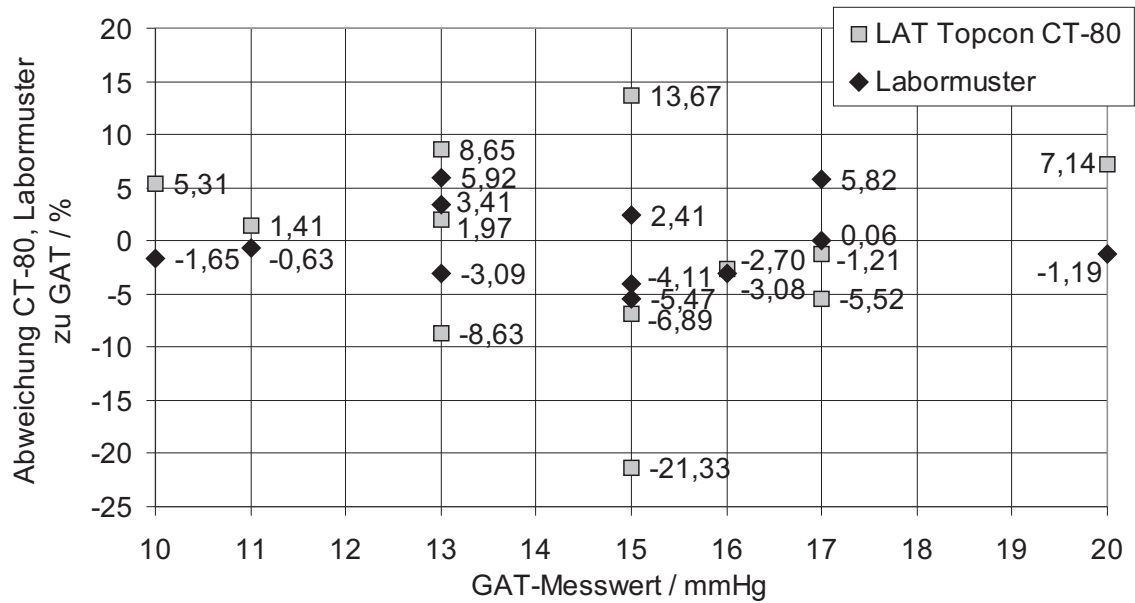
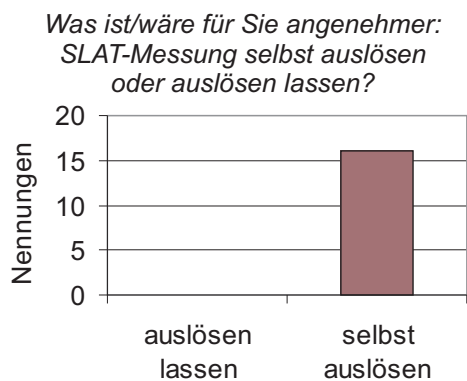


Abb. G.2: Ergebnis der ersten Messreihe: Messunsicherheit des Labormusters und des Tisch-LAT im Vergleich, bezogen auf GAT.

G.3 Probandenbefragung und Erkenntnisse mit dem handgehaltenen SLAT

Als Ergänzung zu Abschnitt 9.3.3 sind an dieser Stelle weitere Fragen und Antworten aufgeführt.



Alle Probanden bevorzugten den eigenen Start der Messung. Es gab keinerlei Aussagen bzgl. Hemmungen zum eigenen Auslösen, sicherlich auch verbunden mit dem vergleichsweise „angenehmen“ Gefühl. Aus dieser Sicht gibt es keinerlei Hürden für ein Selbsttonometer.

Abb. G.3: Befragungsergebnis zum Selbst-Auslösen der SLAT-Messung

Ist die Durchführung der Messung einfach?

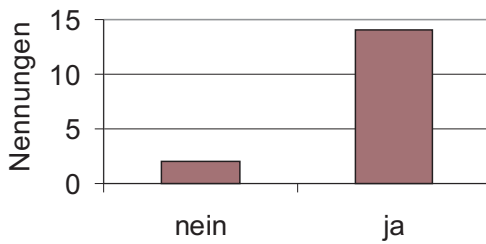


Abb. G.4: Befragungsergebnis zur Komplexität der Durchführung der SLAT-Messung

werden musste.

Sind die drei Stützstellen des Geräts hilfreich?

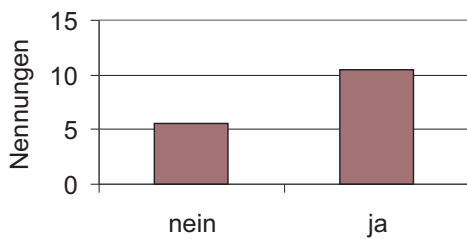


Abb. G.5: Befragungsergebnis zum Nutzen der Stützstellen des SLATs

der Düse eine weitere optische Positionierhilfe zur Annäherung vorgesehen werden. Für realistischere psychomotorische Randbedingungen sollte der Altersdurchschnitt der Probanden unbedingt von 34 Jahre auf 60 Jahre erhöht werden.

Die Durchführung der Messung wurde fast ausnahmslos begrüßt, jedoch die Ausführung der Schädel-Stützstellen kritisiert. Diese waren für diese Messreihe auf eine möglichst schnelle Anpassung in 5 DOF für das linke und das rechte Auge ausgelegt mit möglichst wenig Umbaumaßnahmen. Teils wurden größere Auflageflächen gewünscht, teils ein noch schnelleres Einstellen. In zwei Fällen waren die Klemmungen nicht fest genug fixiert, so dass nachgezogen

An dieser Frage scheiden sich die Beurteilungen am stärksten. Es waren alle Bewertungen und Kommentare von „zu große Varianz“ bis „sehr angenehm, da der Kopf dann nicht so zuckt“ zu lesen. Manchen Probanden fällt es schwer, das Gerät mit den Stützstellen in die richtige Position an den Kopf zu führen. Dieser Sachverhalt ist bei älteren Patienten schwerwiegender. Daher sollte außer dem Positionslicht in

G.4 Statistische Grundlagen

Bei einer kleinen Grundgesamtheit von n Messereignissen ist die Streuung s definiert als

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{mit } x_i \equiv \text{Messwert, } \bar{x} \equiv \text{arithmetischer Mittelwert} \quad (\text{G.1})$$

Das Maß für die mittlere Abweichung vom arithmetischen Mittel ist die empirische Varianz s^2

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2. \quad (\text{G.2})$$

Literaturverzeichnis

- [1] ARMALY, M. F.: *Water-drinking test. I. Characteristics of the ocular pressure response and the effect of age.* Arch Ophthalmol, 83(2):169–75, 1970.
- [2] ATCHISON, D. A.; SMITH, G.: *Optics of the human eye.* Butterworth-Heinemann, Edinburgh [u.a.], Repr Aufl., 2003.
- [3] BAE, B.; PARK, K.; SHANNON, M.: *MEMS/NEMS Handbook: Techniques and Applications - MEMS Application of Actuators and Sensors for Glaucoma Treatment.* Medical Applications and MOEMS. Springer, New York, 5 Aufl., 2005.
- [4] BAHILL, T.; STARK, L.: *Sakkadische Augenbewegungen - Wahrnehmung und visuelles System.* Spektrum der Wissenschaft, 93:68–77, 1986.
- [5] BEALE, D.: *Umwandler, insbesondere Miniatur-Umwandler.* Schutzrecht, DE2846958C2, 1980.
- [6] BECHRAKIS, E.: *Über den spontanen Druckabfall bei Applanationstonometrie.* Ophthalmologica, 151(5):604–14, 1966.
- [7] BECKER, W.; GROSS, D.: *Mechanik elastischer Körper und Strukturen.* Springer, Tokio, 2002.
- [8] BERKE, A.: *Biologie des Auges: eine Einführung in die Anatomie und Physiologie des Auges.* WVAO-Bibliothek. Wiss. Vereinigung für Augenoptik und Optometrie, Mainz, 10 Aufl., 1999.
- [9] BEST, M.; KELLY, T. A.; GALIN, M. A.: *The ocular pulse–technical features.* Acta Ophthalmol (Copenh), 48(3):357–68, 1970.
- [10] BOHL, W.: *Technische Strömungslehre: Stoffeigenschaften von Flüssigkeiten und Gasen, Hydrostatik, Aerostatik, inkompressible Strömungen, kompressible Strömungen, Strömungsmesstechnik.* Vogel-Fachbuch Kamprath-Reihe, Würzburg, 10 Aufl., 1994.
- [11] BRAMM, G.: *Einrichtung zur Messung des Augeninnendrucks.* Schutzrecht, DE3112910C2, 1982.
- [12] BRITT, J. M.; CLIFTON, B. C.; BARNEBEY, H. S.; MILLS, R. P.: *Microaerosol formation in noncontact 'air-puff' tonometry.* Arch Ophthalmol, 109(2):225–8, 1991.
- [13] BRONSTEJN, I. N. B.; MUSIOL, G.; MÜHLIG, H.: *Taschenbuch der Mathematik.* Deutsch, Thun, 3 Aufl., 1997.
- [14] BRUSINI, P.; SALVETAT, M. L.; ZEPPIERI, M.; TOSONI, C.; PARISI, L.: *Comparison of ICare tonometer with Goldmann applanation tonometer in glaucoma patients.* J

- Glaucoma, 15(3):213–7, 2006.
- [15] CHEN, P.; RODGER, D.; AGRAWAL, R.; SAATI, S.; MENG, E.; VARMA, R.; HUMAYUN, M.; TAI, Y.: *Implantable micromechanical parylene-based pressure sensors for unpowered intraocular pressure sensing*. J. Micromech. Microeng., 17:1931–1938, 2007.
- [16] CLARK, B. A.; CARNEY, L. G.: *Refractive index and reflectance of the anterior surface of the cornea*. Am J Optom Arch Am Acad Optom, 48(4):333–43, 1971.
- [17] CLAUSER, H.; WIESEMANN, G.: *Grundgebiete der Elektrotechnik 2*. Oldenbourg Verlag, München, 6 Aufl., 1993.
- [18] COHEN, A.: *Verkehrszeichen*. Zeitschrift für Verkehrszeichen, TÜV-Verlag, 40:57–67, 1994.
- [19] COMBERG, W.; STOEWER, E.: *Die Augendrucksteigernde Wirkung verschiedener Muskelaktivitäten und ihre Bedeutung*. Z-Augenheilk, 58:617, 1923.
- [20] DEUTSCH, C.: *Unterschiede in Akkuranz und Präzision der Augeninnendruckmessung bei Anwendung unterschiedlicher Messprinzipien*. Dissertation, Fakultät Medizin, Universität Hamburg, 1993.
- [21] DIEM, C.: *Blickverhalten von Kraftfahrern im dynamischen Straßenverkehr*. Dissertation, TU Darmstadt, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, 2005.
- [22] DIN-EN-ISO-8612: *Ophthalmische Instrumente: Tonometer*. Beuth-Verlag, 2001.
- [23] DOERRER, C.; WEBER, T.; KLAGES, S.; MÜLLER, R.: *Praktische Entwicklungsmethodik (PEM)*. Skriptum zur Vorlesung, TU Darmstadt, 2005.
- [24] DOMKE, N.; HAGER, A.; WIEGAND, W.: *Augeninnendruck und Hornhautdicke*. Ophthalmologie 2006, 103:583–587, 2006.
- [25] DOYLE, A.; LACHKAR, Y.: *Comparison of dynamic contour tonometry with goldman applanation tonometry over a wide range of central corneal thickness*. J Glaucoma, 14(4):288–92, 2005.
- [26] DRAEGER, J.; SCHWARTZ, R.; GROENHOFF, S.; STERN, C.: *Selbsttonometrie während der Deutschen Spacelab-D2-Mission 1993*. Ophthalmologie, 91(5):697–9, 1994.
- [27] DRAEGER, J.; SCHWARTZ, R.; GROENHOFF, S.; STERN, C.: *Self-tonometry under microgravity conditions*. Aviat Space Environ Med, 66(6):568–70, 1995.
- [28] DRAEGER, J.; SCHWENTECK, T.; RUOKONEN, P.: *Neue Trends in der Tonometrie*. Klin Monatsbl Augenheilkd, 223:796–801, 2006.
- [29] DRAEGER, J.; JESSEN, K.; RUMBERGER, E.: *Tonometrie*. Thieme, New York, 1993.
- [30] DRESCHER, J.: *Bestimmung des Intraocular drucks aus dem Schwingungsverhalten des Humanauges*. Dissertation, Universität Karlsruhe, Fakultät Elektrotechnik, 2000.
- [31] DÜRR, I.; DÜPPELMANN, S.: *Hochdruck im Auge - Was man gegen den Grünen Star*

- tun kann. Marburg, 2002.
- [32] EGGERT, E.; HEINICKEL, P.; KASSER, S.; KOBER, T.; ROSSNER, T.: *Entwicklung einer pneumatischen Signalquelle*. Projektseminar PEM II, Institut EMK, TU Darmstadt, 2004.
 - [33] EKLUND, A.; HALLBERG, P.; LINDEN, C.; LINDAHL, O. A.: *An applanation resonator sensor for measuring intraocular pressure using combined continuous force and area measurement*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 44(7):3017–24, 2003.
 - [34] FERNANDES, P.; DIAZ-REY, J. A.; QUEIROS, A.; GONZALEZ-MEIJOME, J. M.; JORGE, J.: *Comparison of the ICare rebound tonometer with the Goldmann tonometer in a normal population*. Ophthalmic Physiol Opt, 25(5):436–40, 2005.
 - [35] FICK, A.: *Über die Messung des Druckes im Auge*. Pflügers Arch. ges. Physiol., 42:86–100, 1888.
 - [36] FISCHER, U.; AL ET: *Tabellenbuch Metall*. Verl. Europa-Lehrmittel Nourney, Vollmer, Haan-Gruiten, 42. Aufl Aufl., 2002.
 - [37] FLAMMER, J.: *Glaukom: ein Handbuch für Betroffene, eine Einführung für Interessierte, ein Nachschlagewerk für Eilige*. Huber, Seattle, 2 Aufl., 2001.
 - [38] FLITTNER, K.; LECHNER, P.; LITSCH, D.; LÜCKEL, K.: *Entwicklung einer Sensorik zur Positionserfassung des menschlichen Auges*. Projektseminar PEM IV, Institut EMK, TU Darmstadt, 2005.
 - [39] FORBRIGER, T.: *Der Phasenempfindliche Gleichrichter*. Skriptum zur Vorlesung Seismologische Messtechnik, BFO Schiltach und GPI Karlsruhe, 2006.
 - [40] FREIWALD, F.: *Entwicklung einer Sensorik zur Blickrichtungserfassung und Integration in ein zu entwickelndes Positionierkonzept*. Diplomarbeit, Nr. 1537, Institut EMK, TU Darmstadt, 2004.
 - [41] FREYBERG, A.; GOCH, G.; POPPE, M.; SORG, M.: *Berührungslos dem Glaukom auf der Spur*. In: *Sensoren und Messsysteme*, Freiburg, 13.-14.03. 2006.
 - [42] FRIEDENWALD, J. S.: *Tonometer calibration; an attempt to remove discrepancies found in the 1954 calibration scale for Schiotz tonometers*. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol, 61(1):108–22, 1957.
 - [43] FUNG, Y.-C.: *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Springer, New York [u.a.], 2 Aufl., 1993.
 - [44] GALIN, M. A.; MCIVOR, J. W.; MAGRUDER, G. B.: *Influence of position on intraocular pressure*. Am J Ophthalmol, 55:720–3, 1963.
 - [45] GARCIA RESUA, C.; GIRALDEZ FERNANDEZ, M. J.; CERVINO EXPOSITO, A.; GONZALEZ PEREZ, J.; YEBRA-PIMENTEL, E.: *Clinical evaluation of the new TGDc-01 'PRA' palpebral tonometer: comparison with contact and non-contact tonometry*.

- Optom Vis Sci, 82(2):143–50, 2005.
- [46] GAREIS, O.: *Erste Erfahrungen mit dem neuen Selbsttonometer Ocuton S.* In: 96. Jahrestagung der DOG, Berlin, 19.-22. September 1998.
- [47] GOLDMANN, H.: *Un nouveau tonomètre à applanation.* Bull. Soc. franc. Ophthalmol., 67:474–477, 1955.
- [48] GOLDMANN, H.; SCHMIDT, T.: *Über Applanationstonometrie.* Ophthalmologica, 134:221–242, 1957.
- [49] GRAEF, M.: *Zur Bedeutung der Hornhautdicke bei der Non-Contact-Tonometrie.* Klin. Mbl. Augenheilk., 199:183–186, 1991.
- [50] GRÜB, M.; ROHRBACH, J.: *Zur sozioökonomischen Bedeutung des Glaukoms.* Klin. Monatsbl. Augenheilk., 223:793–795, 2006.
- [51] GREEN, K.; LUXENBERG, M. N.: *Consequences of eyelid squeezing on intraocular pressure.* Am J Ophthalmol, 88(6):1072–7, 1979.
- [52] GREEN, K.; OTORI, T.: *Studies on corneal physiology in vitro.* Exp Eye Res, 9(2):268–80, 1970.
- [53] GREHN, F.: *Initiativkreis zur Glaukomfrüherkennung.* In: *Augenärztliche Akademie Deutschland AAD*, Düsseldorf, 22.-25. März 2006.
- [54] GREHN, F.; DANNHEIM, F.: *Das Glaukom - die Chance der Früherkennung.* In: *Augenärztliche Akademie Deutschland AAD*, Düsseldorf, 21.-25. März 2006.
- [55] GREHN, F.; STAMPER, R.: *Glaucoma.* Springer, New York, 2006.
- [56] GREHN, F.: *Augenheilkunde.* Springer, Heidelberg, 29 Aufl., 2006.
- [57] GREHN, F.; LEYDHECKER, W.: *Augenheilkunde: mit 10 Tabellen.* Springer, Tokyo, 26 Aufl., 1995.
- [58] GREHN, F.; MACKENSEN, G.: *Die Glaukome.* Kohlhammer, Köln, 1993.
- [59] GROLMAN, B.: *A new tonometer system.* Am J Optom Arch Am Acad Optom, 49(8):646–60, 1972.
- [60] GROSS, D.; HAUGER, W.; SCHNELL, W.; SCHRÖDER, J.: *Technische Mechanik 2 - Elastostatik.* Springer-Lehrbuch. Springer, 8 Aufl., 2005.
- [61] GUM: *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM).* International Organization for Standardisation, Genf, 1993.
- [62] GUNDLACH, A.: *Interferometrische Schwingungsanalyse des menschlichen Auges zur Bestimmung des Intraokular-drucks.* Dissertation, Universität Karlsruhe, Fakultät Elektrotechnik, 2003.
- [63] HACHOL, A.; DZIUBAN, J.; BOCHENEK, A.: *Ophthalmic tonometer with silicon micro-machined structure.* Sensors and Actuators, A57:29–33, 1996.

- [64] HANKE, K.; DRAEGER, J.; KIRSCH, K.: *Untersuchung des Augeninnendrucks in Abhängigkeit von der Körperhaltung und Hydration*. Fortschr-Ophth, S. 596–600 596–600, 1984.
- [65] HART, W. M.: *Adler's Physiology of the eye*. Mosby Year Book, St. Louis, 9 Aufl., 1992.
- [66] HEIDELBERG, G. A.: *Mikrooptisches Tonometer: (MIOPTO)*. VDI-VDE-IT, Teltow, 2002.
- [67] HERSE, P.; SIU, A.: *Short-term effects of proparacaine on human corneal thickness*. Acta Ophthalmol (Copenh), 70(6):740–4, 1992.
- [68] HE, X.; LIU, J.: *Measurements of Ocular Properties in Response to Intraocular Pressure Changes Using an Ultrasonic System*. Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE, S. 5076 – 5079, 2006.
- [69] HEY, S.: *Berührungslose Anregung und Analyse von Schwingungen des menschlichen Auges zur Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung*. Dissertation, Universität Karlsruhe, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Karlsruhe, 2003.
- [70] HIGGINBOTHAM, E. J.; KILIMANJARO, H. A.; WILENSKY, J. T.; BATENHORST, R. L.; HERMANN, D.: *The effect of caffeine on intraocular pressure in glaucoma patients*. Ophthalmology, 96(5):624–6, 1989.
- [71] HJORTDAL, J. O.: *Regional elastic performance of the human cornea*. J Biomech, 29(7):931–42, 1996.
- [72] HOCK, B.: *Ein Beitrag zur automatischen Messung des Augeninnendruckes unter Raumfahrtbedingungen mit Hilfe der Applanationsmethode*, Bd. 369. Dissertation, TH Darmstadt, Fakultät Nachrichtentechnik, Als Ms Aufl., 1993.
- [73] HOFFMANN, E. M.; GRUS, F.-H.; PFEIFFER, N.: *Intraocular pressure and ocular pulse amplitude using dynamic contour tonometry and contact lens tonometry*. BMC Ophthalmol, 4:4, 2004.
- [74] HOWLAND, H. C.; RAND, R. H.; LUBKIN, S. R.: *A thin-shell model of the cornea and its application to corneal surgery*. Refract Corneal Surg, 8(2):183–6, 1992.
- [75] IMBERT, A.: *Théorie des Ophthalmomètres*. Arch. Ophthalmol. (Paris), 5:358–363, 1885.
- [76] JORGE, J.; DIAZ-REY, J. A.; GONZALEZ-MEIJOME, J. M.; ALMEIDA, J. B.; PARAFITA, M. A.: *Clinical performance of the Reichert AT550: a new non-contact tonometer*. Ophthalmic Physiol Opt, 22(6):560–4, 2002.
- [77] JUE, B.; MAURICE, D. M.: *The mechanical properties of the rabbit and human cornea*. Biomechanics, 19(10):847–853, 1986.

- [78] JUNGnickel, U.: *Miniaturisierte Positioniersysteme mit mehreren Freiheitsgraden auf der Basis monolithischer Strukturen [Elektronische Ressource]*. Dissertation, Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik, TU Darmstadt, 2004.
- [79] KAMPMEIER, J.: *Die Biomechanik der Kornea in der Laserthermokeratoplastik*. Dissertation, Technisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Medizinische Universität Lübeck, 1998.
- [80] KANAI, A.; KAUFMAN, H. E.: *Electron microscopic study of rabbit corneal stroma: elastic-like fibers*. *Ann Ophthalmol*, 5(6):667–9 passim, 1973.
- [81] KANEKO, M.: *Present and Future of Robotics*. In: DARMSTADT, T. (Hrsg.): *125 Jahre etit Kongress*, Frankfurt, 16. November 2007.
- [82] KANEKO, M.; KEMPF, R.; KURITA, Y.; IIDA, Y.; MISHIMA, H.; TSUKAMOTO, H.; E., S.: *Measurement and analysis of human eye excited by an air pulse*. In: *IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for intelligent systems*, Heidelberg, Germany, September 3-6th 2006.
- [83] KANEKO, M.; TOKUDA, K.; KAWAHARA, T.: *Dynamic Sensing of human eye*. In: *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, S. 2871 – 2876, 2005.
- [84] KANGIESSER, H.; KNIESTEDT, C.: *Tonometrie im Wandel*. *Ophthalmologe*, 102(9), 2005.
- [85] KASKEL, D.; BAUMGART, W.; FINK, H.: *Proceedings: Blood pressure, blood flow and intraocular pressure*. *Exp Eye Res*, 17(4):392, 1973.
- [86] KASKEL, D.; MÜLLER-BREITENKAMP, R.; WILMANS, I.; AL ET: *Augeninnendruck, Episkleraldruck und Blutdruck bei Änderung der Körperlage*. *Gaefes Archiv*, 208:217–288, 1978.
- [87] KATZ, N. N.; BYERS, N. T.; BERGQUIST, R. J.: *Inadvertent intracameral air instillation during noncontact tonometry*. *Am J Ophthalmol*, 95(5):708–9, 1983.
- [88] KHANH, T.: *LED-Technik: Anwendung, praktische Experimente*. Optence-Weiterbildungsseminar, 26. und 27.03., Darmstadt, 2007.
- [89] KLOSE, S.: *FEM-Modell des menschlichen Auges bei der kontaktlosen Augeninnendruckmessung auf Druckluftbasis*. Studienarbeit, Nr. 1595, Institut EMK, TU Darmstadt, 2005.
- [90] KOBAYASHI, A.; STABERG, L.; SCHLEGEL, W.: *Viscoelastic Properties of Human Cornea*. *Experimental Mechanics*, 13:497–503, 1973.
- [91] KOBAYASHI, A. S.; WOO, S. L.; LAWRENCE, C.; SCHLEGEL, W. A.: *Analysis of the corneo-scleral shell by the method of direct stiffness*. *J Biomech*, 4(5):323–30, 1971.
- [92] KONTIOLA, A.: *Developing Impact Tonometers for Clinical Use and Glaucoma Rese-*

- arch. Dissertation, Fachbereich Ophthalmologie, Universität Helsinki, 2003.
- [93] KOSTER, W.: *Eine Methode zur Bestimmung der Änderungen, welche in der Gestalt des Auges bei Änderungen des intraocularen Drucks auftreten.* Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalm., 49:533–538, 1900.
 - [94] KRAKERT, C.: *Verifizierung und Optimierung eines konfokalen Messsystems zur Abstandmessung.* Studienarbeit, Nr. 1608, Institut EMK, TU Darmstadt, 2006.
 - [95] KRÜGER, S.: *Vervollkommnung eines Sensorsystems zur Positions- und Applanationserfassung des Auges während der Luft-Applanations-tonometrie.* Studienarbeit, Nr. 1634, Institut EMK, TU Darmstadt, 2007.
 - [96] KRIEGLSTEIN, G.: *Die physiologische Variabilität des Augeninnendrucks.* Fortschr-Med, 96(20):1075–1078, 1978.
 - [97] KROHNER, H.: *Beitrag zur Bedeutung des Friedenwaldschen Rigiditätskoeffizienten in der Impressionstonometrie.* Dissertation, Fakultät Medizin, Universität Hamburg, 1997.
 - [98] KUCHLING, H.: *Taschenbuch der Physik.* Fachbuchverl. Leipzig im Carl-Hanser-Verl., Wien, 18 Aufl., 2004.
 - [99] KULHANEK, C.: *Einfluß eines Druckluftimpulses auf den menschlichen Augeninnendruck.* Studienarbeit, Nr. 1527, Institut EMK, TU Darmstadt, 2003.
 - [100] KURITA, Y.; IIDA, Y.; KEMPF, R.; KANEKO, M.; MISHIMA, H.; TSUKAMOTO, H.; SUGIMOTO, E.: *Dynamic sensing of human eye using a high speed camera.* In: *Information Acquisition, 2005 IEEE International Conference on*, S. 6 pp., 2005.
 - [101] KURSAR, G.: *Portable Diurnal Intraocular Pressure Recording System.* US5179953A, 1993.
 - [102] LAM, A. K. C.; CHAN, R.; LAM, C.-H.: *The validity of a new noncontact tonometer and its comparison with the Goldmann tonometer.* Optom Vis Sci, 81(8):601–5, 2004.
 - [103] LANDENBERGER, H.: *Evaluation eines transpalpebralen Indentationsmessverfahrens (TGDC-01pra) zur Bestimmung des Augeninnendruckes im Vergleich zur Applanationstonometrie nach Goldmann.* Dissertation, Fakultät Medizin, Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2004.
 - [104] LANG, G. K.: *Augenheilkunde: verstehen - lernen - anwenden.* Thieme, New York, 3 Aufl., 2004.
 - [105] LANGSDORF, J.: *Validierung und Optimierung eines Augenphantoms.* Studienarbeit, Nr. 1556, Institut EMK, TU Darmstadt, 2004.
 - [106] LEE, B.; LITT, M.; BUCHSBAUM, G.: *Rheology of the vitreous body: Viscoelasticity of human vitreous.* Biorheology, 29:521–533, 1992.
 - [107] LEE, D.: *Continous Applanation Tonometer.* US4628938A, 1986.
 - [108] LENK, A.; PFEIFER, G.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme.* Sprin-

- ger, Berlin, 2001.
- [109] LEONARDI, M.; METZ, S.; BERTRAND, D.; LEUENBERGER, P.: *Intraocular Pressure recording system*. WO03001991, 2003.
- [110] LEONHARDT, U.: *Theoretisches Modell der Augapfelaufhängung im Schädel*. Studienarbeit, Nr. 1036, Institut EMK, TU Darmstadt, 1992.
- [111] LEYDHECKER, W.: *The intraocular pressure: clinical aspects*. Ann Ophthalmol, 8(4):389–92, 395–9, 1976.
- [112] LEYDHECKER, W.; KREHN, E.: *Vergleich zwischen Non-Contact-Tonometer und Applanationstonometer*. Z. prakt. Augenheilkd., Sonderdruck, 4:381–385, 1983.
- [113] LI, L.-Y.; TIGHE, B.: *The anisotropic material constitutive models for the human cornea*. J Struct Biol, 153(3):223–30, 2006.
- [114] LINDER, B. J.: *Posterior vitreous detachment: a possible complication of noncontact tonometry*. Ann Ophthalmol, 25(2):54–5, 1993.
- [115] LIU, J.; ROBERTS, C. J.: *Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement: quantitative analysis*. J Cataract Refract Surg, 31(1):146–55, 2005.
- [116] LIZON-MARTINEZ, S.; GIANNETTI, R.; RODRIGUEZ-MARRERO, L. E. A.: *Design of a System for continous intraocular pressure monitoring*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 54(4):1534–1540, 2005.
- [117] LÜKE, H. D.: *Signalübertragung: Grundlagen der digitalen und analogen Nachrichtenübertragungssysteme*. Springer, Berlin [u.a.], 3 Aufl., 1985.
- [118] LUCE, D. A.: *Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer*. J Cataract Refract Surg, 31(1):156–62, 2005.
- [119] LUCE, D.: *Applanation detection system for a Non-Contact Tonometer*. Schutzrecht, WO9951141, 1999.
- [120] LUCE, D.: *Verfahren der berührungslosen Tonometrie*. Schutzrecht, EP1147738, 2001.
- [121] LUDWIG, B.: *Erster Arbeitsbericht zum DFG Forschungsvorhaben "Erforschung neuer Konzepte und Technologien von Applanationstonometern"*. Arbeitsbericht, Fachgebiet Flugmechanik und Regelungstechnik, TH Darmstadt, 1989.
- [122] LUDWIG, B.: *Automatische Augeninnendruckmessung mit einem Applanationstonometer unter Verwendung der Kraft-Wegkennlinie des Auges*. Dissertation, TH Darmstadt, Fakultät Maschinenbau, 25.02. 1993.
- [123] LUGT, H. J.: *Wirbelströmung in Natur und Technik*. Braun, Karlsruhe, 1979.
- [124] MAASS, K.-D.: *Beitrag zur applanationstonometrischen Messung des intraokularen Druckes am Tierauge - Analyse der Goldmann-Schmidtschen Befunde*. Dissertation, Fakultät Medizin, Universität Hamburg, 1985.

- [125] MACKAY, R. S.: *Fast, automatic ocular pressure measurement based on an exact theory*. Ire Trans Biomed Electron, ME-7:61–7, 1960.
- [126] MARCHETTO, P.; ALVAREZ, T.; GREENE, R.; THOMAS, G.: *Error Measurement for a portable Tonometer*. IEEE, 2002.
- [127] MARQUARDT, D.; FREYBERG, A. V.; GOCH, G.; GREHN, F.: *Ansätze zur computergestützten Rekonstruktion der Papillenmorphologie mittels digitalisierter Stereo-Fundusfotografie - Posterbeitrag*. In: *101. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft (DOG)*, Berlin, 25.-28. September 2003.
- [128] MCBAIN, E. H.: *Tonometer calibration; determination of Pt formula by use of strain gauge and recording potentiometer on enucleated normal human eyes*. AMA Arch Ophthalmol, 57(4):520–31, 1957.
- [129] MEDEIROS, F. A.; WEINREB, R. N.: *Evaluation of the influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurements using the ocular response analyzer*. J Glaucoma, 15(5):364–70, 2006.
- [130] MEYER, W.; EVELENKO, V.; HOY, L.; MEYER, A.; ERB, C.: *Augeninnendruckmessungen mit dem Selbsttonometer Provview im Vergleich zur Goldmann-Appplanationstonometrie bei Gesunden und Glaukompatienten*. Klin Monatsbl Augenheilkd, 223:899–903, 2006.
- [131] MIETHE, F.: *Design-Studie eines handgehaltenen Non-Contact-Tonometers*. Projektarbeit, Fachbereich Gestaltung, FH Darmstadt, 2003.
- [132] MIGLIOR, S.; ZEYEN, T.; PFEIFFER, N.; CUNHA-VAZ, J.; TORRI, V.; ADAMSONS, I.: *The European glaucoma prevention study design and baseline description of the participants*. Ophthalmology, 109(9):1612–21, 2002.
- [133] MILLER, D.: *Pressure of the lid on the eye*. Arch Ophthalmol, 78(3):328–30, 1967.
- [134] MÜLLER, A.; GODENSCHWEGER, L.; LANG, G. E.; KAMPMEIER, J.: *Prospektiver Vergleich des neuen Impressionstonometers TGDc-01 und des Non-Kontakt-Tonometers PT 100 mit der etablierten Goldmann-Appplanationstonometrie*. Klin Monatsbl Augenheilkd, 221(9):762–8, 2004.
- [135] MÜLLER, S.; GREINER, F.; SEHR, S.; SATTTLER, G.: *Entwicklung eines Augenphantoms für die Luft-Appplanationstonometrie*. Projektseminar PEM II, Institut EMK, TU Darmstadt, 2003.
- [136] MÜLLER-VOGT, I.: *Hochpräzise drei-dimensionale Bestimmung optischer und biomechanischer Eigenschaften der menschlichen Hornhaut*. Dissertation, Naturwissenschaftliche-Mathematische Fakultät, Universität Heidelberg, 2000.
- [137] MOSELEY, M. J.: *Non-contact tonometry*. Ophthalmic Physiol Opt, 15 Suppl 2:S35–7, 1995.
- [138] MOSES, R.; HART, W.: *Adler's Physiology of the eye*. The C.V. Mosby Company, St.

- Louis, Washington, Toronto, 8. Aufl., 1987.
- [139] MOTSCHMANN, M.; MULLER, C.; KUCHENBECKER, J.; WALTER, S.; SCHMITZ, K.; SCHUTZE, M.; BEHRENS-BAUMANN, W.; FIRSCHING, R.: *Ophthalmodynamometry: a reliable method for measuring intracranial pressure*. Strabismus, 9(1):13–6, 2001.
- [140] MOW, C. C.: *A theoretical model of the cornea for use in studies of tonometry*. Bull Math Biophys, 30(3):437–53, 1968.
- [141] NAM, S. M.; LEE, H. K.; KIM, E. K.; SEO, K. Y.: *Comparison of corneal thickness after the instillation of topical anesthetics: proparacaine versus oxybuprocaine*. Cornea, 25(1):51–4, 2006.
- [142] NETTER, F. H.: *Atlas der Anatomie des Menschen*. Thieme, New York, 2 Aufl., 2000.
- [143] OGBUEHI, K. C.: *Assessment of the accuracy and reliability of the Topcon CT80 non-contact tonometer*. Clin Exp Optom, 89(5):310–4, 2006.
- [144] PERCIVAL, J.; HOOVER, D.; LUCE, D.: *Hand-Held Non-Contact-Tonometer*. US6623429B2, Reichert Inc., 2003.
- [145] PETTER, E.: *Entwicklung eines miniaturisierten Messsystems zur Schwingungsanalyse und sein Einsatz zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Augeninnendruckmessung*. Dissertation, Universität des Saarlandes, 1996.
- [146] PFEIFFER, N.: *Glaukom und okuläre Hypertension: Grundlagen - Diagnostik - Therapie*. Thieme, New York, 2 Aufl., 2005.
- [147] PINSKY, P. M.; HEIDE, D. VAN DER; CHERNYAK, D.: *Computational modeling of mechanical anisotropy in the cornea and sclera*. J Cataract Refract Surg, 31(1):136–45, 2005.
- [148] PINTO, F.: *Entwicklung eines Positionierkonzepts für die Messeinheit der kontaktlosen Augeninnendruckmessung*. Studienarbeit, Nr. 1555, Institut EMK, TU Darmstadt, 2004.
- [149] PLAGWITZ, K.-U.: *Untersuchungen zu einem neuen Verfahren der berührungslosen Bestimmung des Augeninnendrucks unter Berücksichtigung des Einflusses der Korneadicke [Elektronische Ressource]*. Dissertation, TU Ilmenau, Ilmenau, 2005.
- [150] PLAGWITZ, K.-U.; LEMKE, K.: *Neues Messverfahren der Noncontact-Tonometrie*. Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde, 214:40–43, 1999.
- [151] PLAGWITZ, K.-U.; ROTHE, R.; LEMKE, K.: *Meßtechnische Probleme bei einem neuen Verfahren zur berührungslosen Augeninnendruckmessung*. Biomedizinische Technik, Ergänzungsband 1, 43:110–111, 1998.
- [152] PUERS, R.; VANDEVOORDE, G.; DE BRUYKER, D.: *Electrodeposited copper inductors for intraocular pressure telemetry*. J. Micromech. Microeng., 10:124–129, 2000.
- [153] RICKLEFS, U.: *Auslegung optoelektronischer Sensoren*. Optence-Weiterbildungsseminar, 08. Oktober, Wetzlar, 2007.

- [154] RÖMER, P.: *Neues zur Tonometrie des Auges*. Ber. dtische. ophthal. Ges., 41:62–68, 1918.
- [155] ROSENGREN, L.; RANGSTEN, P.; BÄCKLUND, Y.; HÖK, B. E. A.: *A system for passive implantable pressure sensors*. Sensors and Actuators A, 43:55–58, 1994.
- [156] SANCHEZ-TOCINO, H.; BRINGAS-CALVO, R.; IGLESIAS-CORTINAS, D.: *Estudio comparativo entre el neumotonometro de no contacto Canon TX-10 y el tonometro de Goldmann*. Arch Soc Esp Oftalmol, 80(11):643–9, 2005.
- [157] SCHAFFNER, G.; ANTAL, S.; JURGENS, C.; TOST, F.: *Selbstmedikation mit Lokalanästhetika durch Glaukompatienten bei der Teletonometrie*. Ophthalmologe, 2007.
- [158] SCHILLER, C.: *Marktanalyse und Marktforschung zur vollautomatischen kontaktlosen Augeninnendruckmessung*. Studienarbeit, Nr. 1536, Institut EMK, TU Darmstadt, 2004.
- [159] SCHMIDT-CLAUSEN, H.-J.: *Bau und Wirkungsweise des menschlichen Auges*. Skriptum zur Vorlesung Lichttechnik, TU Darmstadt, 1999.
- [160] SCHMIDT-CLAUSEN, H.-J.: *Größen, Formelzeichen und Einheiten der Lichttechnik*. Skriptum zur Vorlesung Lichttechnik, TU Darmstadt, 1999.
- [161] SCHNEIDER, E.; GREHN, F.: *Intraocular pressure measurement-comparison of dynamic contour tonometry and goldmann applanation tonometry*. J Glaucoma, 15(1):2–6, 2006.
- [162] SCHWARTZ, N.: *A theoretical and experimental study of the mechanical behaviour of the cornea*. Bulletin of Mathematical Biophysics, 28, 1966.
- [163] SCHWENTECK, T.; HARNISCH, J.-P.; GALANSKI, M.; DRAEGER, J.: *Klinische Evaluierung eines neuen Tonometers auf der Basis des internationalen Standards für Augentonometer ISO 8612*. Klin Monatsbl Augenheilkd, 223:808–812, 2006.
- [164] SCHWENTECK, T.; THIEMICH, H.-J.: *Transfornormale für die messtechnische Kontrolle von Luftimpulstonometern*. medizintechnik, 6, 2006.
- [165] SITTIG, W.: *Morphometrische Untersuchungen der Hornhaut des menschlichen Auges mit dem Konfokalen Laser-Scanning-Biomikroskop*. Doktorarbeit, 1988.
- [166] SOERGEL, F.: *Biomechanische Charakterisierung der menschlichen Augenhornhaut mit dynamisch-mechanischer Spektroskopie*. Dissertation, Universität Ulm, Fakultät Naturwissenschaften, 09.05.2005 1994.
- [167] SPIESER, R.: *Handbuch für Beleuchtung*. Wepf Verlag, Basel, 1950.
- [168] STADLER, E.: *Modulationsverfahren: Modulation und Demodulation in der elektronischen Nachrichtentechnik*. Technik. Vogel, Würzburg, 6 Aufl., 1990.
- [169] STEPANIK, J.: *The Mackay–Marg tonometer. Correlation of the tonogram to the corneal applanations induced by the tonometer*. Acta Ophthalmol (Copenh), 48(6):1140–4, 1970.

- [170] STEPANIK, J.: *Warum ist das Schiötz Tonometer nicht geeignet den Augendruck zu messen?* Klin. Mbl. Augenheilk., 176:61–66, 1980.
- [171] STOCKER, F. W.: *On changes in intraocular pressure after application of the tonometer; in the same eye and in the other eye.* Am J Ophthalmol, 45(2):192–6, 1958.
- [172] STODTMEISTER, R.; GREHN, F.: *Fehlermöglichkeiten verschiedener Tonometrieverfahren.* In: *Augenärztliche Akademie Deutschland AAD*, Düsseldorf, 21.-25.03. 2006.
- [173] STORK, W.; KREINER, C.; WANNER, R.; GEIST, A.; NIESTROJ, J.; GUTENBERG, U.; LUTTER, N.: *Personal Health Monitoring System mit innovativer Mikrosystem-technischer Sensorik (Statusbericht).* In: *Biomedizinische Technik*, Karlsruhe, 25.-28. September 2002.
- [174] STREUFERT, D.; WEISS, C.: *Sensor im Auge.* Mechatronik F und M Special: Medizintechnik, 10(110):14–17, 2002.
- [175] THEOFYLAKTOPOULOS, I.; DIESTELHORST, M.; KRIEGLSTEIN, G. K.: *Self-tonometry with the Ocuton S versus Goldmann tonometry.* Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 237(9):720–4, 1999.
- [176] THEWS, G.; MUTSCHLER, E.; VAUPEL, P.: *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen: 135 Tabellen.* Wiss. Verl.-Ges., Stuttgart, 5 Aufl., 1999.
- [177] TIETZE, U.; SCHENK, C.: *Halbleiter-Schaltungstechnik: [mit CD-ROM nachrichtentechnische Schaltungen].* Springer, Tokio, 11 Aufl., 1999.
- [178] TILLEY, A.: *The measure of man and woman.* John Wiley and Sons, New York, 2002.
- [179] TIPLER, P. A.; GERLICH, D.: *Physik.* Spektrum, Akad. Verl., Oxford, 2 Aufl., 1998.
- [180] TONNU, P.-A.; HO, T.; NEWSON, T.; EL SHEIKH, A.; SHARMA, K.; WHITE, E.; BUNCE, C.; GARWAY-HEATH, D.: *The influence of central corneal thickness and age on intraocular pressure measured by pneumotonometry, non-contact tonometry, the Tono-Pen XL, and Goldmann applanation tonometry.* Br J Ophthalmol, 89(7):851–4, 2005.
- [181] TRUCKENBRODT, E.: *Fluidmechanik.* Springer, 4. Aufl., 1996.
- [182] UCHIO, E.; OHNO, S.; KUDOH, J.; AOKI, K.; KISIELEWICZ, L. T.: *Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer.* Br J Ophthalmol, 83(10):1106–11, 1999.
- [183] UNIVERSITÄT-AUGSBURG: *Visuelle Wahrnehmung.* <http://www.schulinfos.de/ifdt/anla/Visuelle-Wahrnehmung-Universitaet-Augsburg.pdf> (abgerufen am 09.10.07), 2007.
- [184] VITO, R. P.; CARNELL, P. H.: *Finite element based mechanical models of the cornea for pressure and indenter loading.* Refract Corneal Surg, 8(2):146–51, 1992.
- [185] VOLKMANN, F. C.; RIGGS, L. A.; MOORE, R. K.: *Eyeblinks and visual suppression.*

- Science, 207(4433):900–2, 1980.
- [186] WANG, H.; PRENDIVILLE, P. L.; McDONNELL, P. J.; CHANG, W. V.: *An ultrasonic technique for the measurement of the elastic moduli of human cornea*. J Biomech, 29(12):1633–6, 1996.
- [187] WEBER, T.; KLAGES, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Innovative Produktentwicklung - Das Ergebnis nicht dem Zufall überlassen*. In: *SENSOR + TEST Conference, Sonder-session Nachwuchsförderung*, Nürnberg, 15. Mai 2007.
- [188] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme, Band II*. Skriptum zur Vorlesung, Institut EMK, TU Darmstadt, 2006.
- [189] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Mess- und Sensortechnik, Band III*. Skriptum zur Vorlesung, Institut EMK, TU Darmstadt, 2006.
- [190] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme, Band I*. Skriptum zur Vorlesung, Institut EMK, TU Darmstadt, 2007.
- [191] WHITACRE, M. M.; STEIN, R.: *Sources of error with use of Goldmann-type tonometers*. Surv Ophthalmol, 38(1):1–30, 1993.
- [192] WITTENBERG, S.; GREEN, M.: *The effect of tears on intraocular pressure as measured with the NCT*. Investigative Ophthalmology, 15(2):139–142, 1976.
- [193] WOLL, T.: *Die Messung des intraocularen Drucks durch das geschlossene Augenlid*. Dissertation, TH Darmstadt, Fakultät Nachrichtentechnik, 22.03. 1994.
- [194] WOO, S. L.; KOBAYASHI, A. S.; LAWRENCE, C.; SCHLEGEL, W. A.: *Mathematical model of the corneo-scleral shell as applied to intraocular pressure-volume relations and applanation tonometry*. Ann Biomed Eng, 1(1):87–98, 1972.
- [195] WOO, S. L.; KOBAYASHI, A. S.; SCHLEGEL, W. A.; LAWRENCE, C.: *Nonlinear material properties of intact cornea and sclera*. Exp Eye Res, 14(1):29–39, 1972.

Eigene Veröffentlichungen

DOERRER, C.; KERN, T.; WEBER, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Actuator-Sensor-System for a Haptic Display to Operate Machines*. Conference Proceedings of Mechatronics 2002, 8th Mechatronics Forum, Twente, Netherlands (2002), 1181-1183.

WEBER, T.; KULHANEK, CHR.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Abschätzung der Messunsicherheit bei der kontaktlosen Augeninnendruckmessung auf Druckluftbasis*. VDI/VDE-Tagung Sensoren und Messsysteme, Ludwigsburg, 15. und 16. März 2004.

WEBER, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Optimierung der Luft-Appplanationstonometrie*. XX. Messtechnisches Symposium AHMT. Bayreuth, 5. und 6. Oktober 2006, 181-192.

WEBER, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Augeninnendruckmessung mit einem integrierten Messsystem zur Luft-Appplanationstonometrie*. tm - Technisches Messen 74, 4 (2007), 243-249.

WEBER, T.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Innovative Produktentwicklung - Das Ergebnis nicht dem Zufall überlassen*. SENSOR + TEST Conference, Sondersession Nachwuchsförderung. Nürnberg, 15. Mai 2007.

WEBER, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Augeninnendruckbestimmung mit einem miniaturisierten Messsystem zur Luft-Appplanationstonometrie*. Internationales Forum Mechatronic, Winterthur, 12.-13. September 2007.

WEBER, T.; WERTSCHÜTZKY, R.: *Berührungsfreie Bestimmung des Augeninnendrucks mit einer miniaturisierten Ausführung der Luft-Appplanationstonometrie*. BMT 2007 - 41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE (DGBMT), Aachen, 26.-29. September 2007.

WEBER, T.; KLAGES, S.; WERTSCHÜTZKY, R.: Increased student motivation by linking knowledge transfer up with enjoying studying. International Journal of Electrical Engineering Education (IJEEE), Manchester (angenommen), April 2008.

Patentanmeldungen

BLECHSCHMIDT-TRAPP, R.; WEBER, T.: *Vorrichtung und Verfahren zur Messung mechanischer Gewebeeigenschaften mittels Ultraschall*. DE102155097A1, 17.05.2002 Offenlegungsschrift

WEBER, T.; WEIGL, P.; WERELIUS, CH.: *Verfahren zur automatischen Ermittlung der Strahlführung eines materialabtragenden Strahlwerkzeuges für die Fertigung von Unikaten oder Kleinserien mit komplexen dreidimensionalen Freiformflächen*. 25.04.2002 (wegen Geheimhaltung zurückgezogen)

WEBER, T.; BACKHAUS, W.: *Mobiles Tonometer zur Durchführung einer berührungs-*

freien Selbsttonometrie. DE102004062337A1, 20.12.2004, Offenlegungsschrift

WEBER, T.; BACKHAUS, W.: *Mobiles Tonometer zur Durchführung einer berührungs-freien Selbsttonometrie*. WO002006066876A1, 20.12.2004, Offenlegungsschrift

Betreute Studien- und Diplomarbeiten

KULHANEK, CH.: *Einfluss eines Druckluftimpulses auf den menschlichen Augeninnendruck*, Studienarbeit, Nr. 1527, Institut EMK (2003)

SCHILLER, CH.: *Marktanalyse und Marktforschung zur vollautomatischen kontaktlosen Augeninnendruckmessung*, Studienarbeit, Nr. 1536, Institut EMK (2004)

FREIWALD, F.: *Entwicklung einer Sensorik zur Blickrichtungserfassung und Integration in ein zu entwickelndes Positionierkonzept*, Diplomarbeit, Nr. 1537, Institut EMK (2004)

ZERNACK, J.: *Sensorik zur Erfassung des Bewegungsverhaltens der Hornhautoberfläche während einer Augeninnendruckmessung*, Diplomarbeit, Nr. 1538, Institut EMK (2004)

PINTO, F.: *Entwicklung eines Positionierkonzepts für die Messeinheit der kontaktlosen Augeninnendruckmessung*, Studienarbeit, Nr. 1555, Institut EMK (2004)

LANGSDORF, J.: *Validierung und Optimierung eines Augenphantoms*, Studienarbeit, Nr. 1556, Institut EMK (2004)

KLEMM, A.: *Entwicklung und Aufbau eines Ophthalmodynamometers*, Studienarbeit, Nr. 1565, Institut EMK (2005)

HANDKE, P.: *Analyse und Weiterentwicklung eines Luft / Wasserspritzsystems (Sprayvit) mit adaptiver Heizleistung*, Studienarbeit, Nr. 1580, Institut EMK (2005)

KLOSE, S.: *FEM-Modell des menschlichen Auges bei der kontaktlosen Augeninnendruckmessung auf Druckluftbasis*, Studienarbeit, Nr. 1595, Institut EMK (2005)

MIETHE, F.: *Design-Studie eines handgehaltenen Non-Contact-Tonometers*, Projektarbeit, Fachbereich Gestaltung, FH Darmstadt(2005)

KRAKERT, C.: *Verifizierung und Optimierung eines konfokalen Messsystems zur Abstandmessung*, Studienarbeit, Nr. 1608, Institut EMK (2006)

KNÖCK, J.: *Entwicklung eines neuartigen Ophthalmodynamometers*, Studienarbeit, Nr. 1619, Institut EMK (2006)

KRÜGER, S.: *Vervollkommnung eines Sensorsystems zur Positions- und Applanationserfassung des Auges während der Luft-Applanations-tonometrie*, Studienarbeit, Nr. 1634, Institut EMK (2007)

Betreute Projektseminare

Die besondere Form der Projektseminare ist in [187] und [23] beschrieben.

MÜLLER, S.; GREINER, F.; SEHR, S.; SATTLER, G.: *Entwicklung eines Augenphantoms für die Luft-Appplanationstonometrie*, Projektseminar PEM II, Institut EMK (2003)

BÖLL, M.; LECHNER, P.; SCHLENSAG, A.; WU, Y.; ZBIBA, K.: *Entwicklung eines elektromechanischen Dartwerfers*, Projektseminar PEM I, Institut EMK (2003)

EGGERT, E.; HEINICKEL, P.; KASSER, S.; KOBER, T.; ROSSNER, T.: *Entwicklung einer pneumatischen Signalquelle*, Projektseminar PEM II, Institut EMK (2004)

ALBRECHT, B.; BOHNE, L.; FROHNAPFEL, A.; RIEDMANN, S.; ZIPFEL, T.: *Entwicklung eines elektromechanischen Tauziehers*, Projektseminar PEM I, Institut EMK (2004)

JAHRGANG PEM I WS2005/2006: *Entwicklung eines elektromechanischen Weizenbiereinschenkers*, Projektseminar PEM I, Institut EMK (2005)

HAMANN, M.; KNELL, H.; KUHN, T.; ROHM, M.: *Integration eines IR-Thermometers in ein Otoskop*, Projektseminar PEM III, Institut EMK (2005)

FLITTNER, K.; LECHNER, P.; LITSCH, D.; LÜCKEL, K.: *Entwicklung einer Sensorik zur Positionserfassung des Auges*, Projektseminar PEM IV, Institut EMK (2005)

JAHRGANG PEM I WS2006/2007: *Entwicklung eines Roboters mit Antrieb aus Formgedächtnislegierungen*, Projektseminar PEM I, Institut EMK (2006)

Betreute Praktikumsarbeiten

BOHATYRSKY, D.: *Überarbeitung eines Augenphantoms und Aufnahme von Messreihen*, Praktikum, Institut EMK (2003)

KLEMM, A.: *Entwicklung und Aufbau eines Ophthalmodynamometers*, Praxissemester, Institut EMK (2004)

AKCAKAYA, V.: *Entwicklung einer Sensorik zur Appplanationserfassung*, Praxissemester, Institut EMK (2004)

THWAPIAH, G.: *Ansteuerung eines Positioniersystems*, Fachpraktikum, Institut EMK (2004)

Lebenslauf

Thomas Michael Weber

Diplom-Ingenieur

geb. am 27. April 1976

in Frankfurt am Main

Familienstand

verheiratet

Schulbildung

1982 - 1986 Grundschule Hofheim-Marxheim

1986 - 1992 Elisabethen Schule Hofheim

1992 - 1995 Main-Taunus-Schule Hofheim

Zivildienst

1995 - 1996 Sozialstation Drehpunkt Hofheim

Studium

1996 - 2002 Elektrotechnik und Informationstechnik
Fachrichtung Elektromechanische Konstruktionen
Technische Universität Darmstadt

Berufliche Tätigkeiten

2002 - 2007 Wissenschaftlicher Mitarbeiter
am Institut für Elektromechanische Konstruktionen
Technische Universität Darmstadt
Tätigkeitsschwerpunkte:
Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks (Tonometrie)
Verfahren zur Messung des Blutdrucks auf der Netzhaut des Auges
(Ophthalmodynamometrie)
Vorlesung „Praktische Entwicklungsmethodik (PEM)“
Übung „Mikrotechnische Systeme“
Betreuung von Studien- und Diplomarbeiten, Seminaren, Praktika, Übungen

ab 2008 Projektleiter zur Entwicklung mechatronischer Medizinprodukte
Mechatronik AG, Darmstadt

Darmstadt, 15. April 2008